

Aus der Abteilung für zahnärztliche Werkstoffkunde
und Technologie
(Vorsteher: Professor Dr. H. Marx)
der Klinik und Poliklinik
für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

**Untersuchungen über Formveränderungen
an Oberkiefer-Kunststoffprothesen
unter dem Einfluß von verschiedenen
Polymerisationsmethoden**

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz,
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Tilman Eberle
aus Stuttgart

Mainz 1976



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554418_0009

Aus der Abteilung für zahnärztliche Werkstoffkunde
und Technologie

(Vorsteher: Professor Dr. H. Marx)

der Klinik und Poliklinik

für

Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten

der Johannes Gutenberg-Universität

Mainz

**Untersuchungen über Formveränderungen
an Oberkiefer-Kunststoffprothesen
unter dem Einfluß von verschiedenen
Polymerisationsmethoden**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der

Johannes Gutenberg-Universität Mainz,

den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von

Tilman Eberle

aus Stuttgart

Mainz 1976

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Werkstoffkunde
und Technologie
(Vorsteher: Professor Dr. H. Marx)
der Klinik und Poliklinik
für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

Untersuchungen über Formveränderungen
an Gesteins-Kunststoffprothesen
unter dem Einfluß von verschiedenen
Polymerisationsmethoden

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
dem Herrn Fachlehrer



Fachbereichsdekan: Professor Dr. K. Fuhr
Referent: Professor Dr. H. Marx
Korreferent: Professor Dr. K. Fuhr

Inhaltsverzeichnis

=====

I	Einleitung und Thematik	S. 1 - 2
II	Zahnärztliche Prothesenkunststoffe	S. 3 - 24
	A Allgemeiner Teil	S. 3
	B Quellung	S. 6
	C Spezieller Teil	
	a Darstellung der herkömmlichen Verfahren und Materialien	S. 8
	- Paladon 65 (Heißpolymerisation)	
	- Palapress (Kaltpolymerisation)	
	- Luxene 44 (Schmelzpreßverfahren)	
	- PVS-H (Spritzgießverfahren)	
	b Gießharztechnik	S. 15
	- Literaturüberblick	
	- Die besonderen Gegebenheiten bei der Gießharztechnik	
III	Versuche	S. 25 - 37
	A Überlegungen zur Versuchsan- ordnung	S. 25
	B Durchführung der Versuche	S. 27
	C Zusatzversuch: Einschleudern von Gießharz	S. 37
IV	Die Ergebnisse in Schaubildern	S. 38 - 57
V	Diskussion der Ergebnisse	S. 58 - 63
	A Allgemeiner Teil	S. 58
	B Spezieller Teil	S. 61

VI	Zusammenfassung	S. 64 - 66
VII	Anhang Die Ergebnisse in tabellarischer Form	S. 67 - 94
VIII	Literaturverzeichnis	S. 95 -102

I Einleitung und Thematik

=====

Fast vierzig Jahre nach dem Tode Fauchards (1761), der in seiner Abhandlung "Le chirurgien dentiste" (1728) genaue Anleitung und Illustrationen zur Herstellung künstlicher Zähne gegeben hat, soll (53) ein gewisser James Gardette aus Philadelphia eine für die Zahnheilkunde umwälzende Entdeckung gemacht haben, die den Wert der Paßgenauigkeit von Prothesenbasen in ganz anderem Lichte erscheinen ließ: nämlich den Prothesenhalt durch atmosphärischen Druck.

Anscheinend hat er einer Patientin eine unfertige Prothese - noch ohne die damals üblichen mechanischen Federn - vorzeitig übergeben. Sein Sohn Emil berichtet: Mit einer Entschuldigung für seine Säumigkeit und mit vorbereiteten Federn und Zangen in der Hand bat er Mrs. M. C., die Prothesenteile zu holen. "Ich habe sie im Mund", antwortete diese sehr zum Erstaunen des Zahnarztes. Das Stück erfülle seinen Zweck ohne Federn ebensogut wie mit Federn, und sie sei froh, darauf verzichten zu können. Welch unglaublicher Vorfall das gewesen sein mochte, zeigt auch der Ausspruch von B. T. Longbottom in seinem "Treatise of Dentistry" (1802): "Vollprothesen erfordern eine besondere Art von Federn, wenngleich ich einmal ein komplettes Gebiß sah, das nur durch Saugwirkung haftete".

Daß überhaupt eine Haftung erzielt werden konnte, muß uns mit Bewunderung erfüllen, da Prothesenbasen zu dieser Zeit üblicherweise aus Elfenbein geschnitzt wurden (oft mit eingelegten menschlichen Zähnen). Auch das Prinzip des Abdrucks wird erstmals 1756 von Philipp Pfaff in seiner "Abhandlung von den Zähnen" beschrieben.

Dem Zahnarzt von heute dagegen stehen recht hochentwickelte Materialien zur Verfügung. So werden für Prothesenbasen Kunststoffe verwendet, die in ihrem Formverhalten und den physiko-chemischen Eigenschaften zwar noch nicht unseren Idealvorstellungen entsprechen, aber doch Standardanforderungen erfüllen, die sich aus medizinischen und technischen Gesichtspunkten ergeben. Aber auch die Verarbeitbarkeit der Kunststoffe ist zumindest aus der Sicht des Labors ein wichtiger Faktor, der die Industrie immer wieder zur Entwicklung möglichst unkomplizierter und wirtschaftlicher Herstellungsverfahren und dazugehöriger Materialien animiert.

In solchem Bestreben ist in den USA die sogenannte Gießharztechnik zur Herstellung von Prothesenbasen entwickelt worden, die ab 1972 von verschiedenen Firmen auch in Europa auf den Markt gebracht wurde. Bei diesem Verfahren wird ein Methakrylat-Kunststoff mit verlängerter Fließphase in eine Hydrocolloidform gegossen und unter Druck und Wärmestoß von ca. 45⁰C polymerisiert. Als Vorteile werden einfachere saubere Verarbeitung bei wesentlich geringerem Zeitaufwand genannt.

Diese Arbeit will nun - in Fortführung der Untersuchungen von TORNER (44) und EHRLICH (11) - die Frage klären, ob und wie das Formverhalten von gegossenen Prothesen den heutigen Standardanforderungen entspricht. Dazu sollen Meßwerte von vier Repräsentanten der neuen Gießtechnik (Ivocast / Ivoclar, Palacast / Kulzer, Duraflow-Porit / Myerson, Resilit / Erkodent) mit den Werten, die in heute gebräuchlichen Verfahren erzielbar sind, verglichen werden (Heißpolymerisation: Paladon / Kulzer, Kaltpolymerisation: Palapress / Kulzer, Spritzguß: P V S - H / Polyapress, Spritzpreßverfahren: Luxene / Luxene Inc.).

II Zahnärztliche Prothesenkunststoffe

A Allgemeiner Teil

Unter den zahnärztlichen Prothesenkunststoffen spielen immer noch die Modifikationen des Methacrylsäuremethylesters und dessen Copolymerisate eine dominierende Rolle, da sie - trotz erntzunehmender Versuche namhafter Firmen andere Wege zu gehen (wie Bayer mit Andoran) - am ehesten den zahnärztlichen Belangen entsprechen.

Die Forderungen an die Kunststoffe sind einmal herstellungstechnischer Art, da den Möglichkeiten eines Dentallabors Grenzen gesetzt sind, und da Zahnprothesen jeweils Individualanfertigungen sind.

Zum anderen muß der Kunststoff medizinisch verträglich und mundbeständig sein, physikalische Werte z. B. in Biegefestigkeit, Schlagzähigkeit, Elastizität erfüllen (festgelegt in den FDI Normen) und nicht zuletzt eine exakte Formwiedergabe und Formkonstanz aufweisen.

Die letzten beiden Punkte - Thema dieser Arbeit - sind von einer Vielzahl von Faktoren abhängig:

1. Von der Polymerisationsschrumpfung

Nach SCHMIDT (39) hat der polymere Methacrylsäuremethylester als Folge der Kettenbildung eine höhere Dichte als der monomere, sodaß eine Schrumpfung bei der Polymerisation eintreten muß. Verständlich wird so auch, daß die Dosierung Monomer zu Polymer sehr wichtig für die Formtreue ist.

Weniger von der Polymerisationsschrumpfung betroffen sind

- a) Spritzgußprothesen, da bei ihnen die Polymerisation bereits vor dem Eintritt des Kunststoffes in die Kuvette abgelaufen ist;
- b) im Nachpreßverfahren gefertigte Stücke. Hierbei wird in die geschlossene Gipsform Kunststoff nachgeschoben, solange das noch nicht ausgehärtete Material dies zuläßt (Einpreßverfahren nach Janke, Luxeneverfahren und neuere Verfahren).

2. Von der thermischen Schrumpfung

Da der thermische Expansionskoeffizient der Kunststoffe um ein mehrfaches höher liegt als der des Gipses, wirkt sich bei Verfahren mit heiß verarbeiteten Materialien (hier Paladon, Luxene, PVS-H) eine thermische Schrumpfung aus. Der Gips hat sich bei Erwärmung nicht in dem selben Maße expandiert, wie sich der Kunststoff anschließend bei der Abkühlung kontrahiert. SCHROEDER (35) sah das Klemmen der Heißpolymerisatprothesen auf dem Modell sogar als "reine Folge der thermischen Kontraktion während der Abkühlung von 100°C auf Raumtemperatur" an, eine These, die mit Sicherheit nicht haltbar ist. Unterlaufen wird dieses Problem von den Autopolymerisaten, die nicht durch Hitze polymerisieren. Auch beim Gießverfahren wirken nur mäßig hohe Temperaturen ein (ca. 45°C).

3. Von Spannungen im Werkstück

Diese haben bei den verschiedenen Verfahren auch verschiedene Ursachen.

Bei Heißpolymerisaten entstehen sie vor allem durch falschen Abkühlungsmodus. Nach JANKE (21) können in einer heißen Kuvette, die in kaltes Wasser gelegt wird, Temperaturunterschiede bis zu 35°C an verschiedenen Punkten der eingebetteten Prothese gemessen werden. Besonders bei dicken Werkstücken werden so einzelne Partien früher erkalten und kontrahieren als andere, woraus Spannungen resultieren müssen.

Dasselbe gilt für den Spritzkunststoff PVS-H, der bei 240°C in die kalte Küvette gespritzt wird, so daß die oberflächlichen Schichten zuerst erkalten müssen.

Die Grundforderung zur Vermeidung dieser Spannungen heißt also absolut gleichmäßige Abkühlung (18) in sämtlichen Bereichen der Küvette. Ein Tempern der auspolymerisierten Prothese ist schon empfohlen worden, hat sich aber nicht durchgesetzt. Nicht unterschätzen darf man auch die partielle Wärmebildung bei der Ausarbeitung, die zu Spannungen führen kann.

Andere Spannungen ergeben sich aus partienweise unterschiedlicher Strukturbildung im Kunststoff. Hierzu zählen unterschiedliche Homogenität und Oberfläche, wie sie durch verschiedene Isolierung bei den Gießharzen entsteht, ebenso wie Siede- und Verdampfungsporen, Schwindungshohlräume und Lufteinschlüsse, die sich durch richtige Verarbeitung vermeiden lassen.

B Quellung

Unter Quellung versteht man die Diffusion und Anlagerung eines niedermolekularen Lösungsmittels (Wasser, Alkohol) an die Makromoleküle eines Kunststoffs unter Gewichts- und Volumenzunahme. Letztere ist (39) vom Vernetzungsgrad der Ketten abhängig, sodaß man mit zunehmender Vernetzung - allerdings auf Kosten der mechanischen Werte - schwerlösliche, unlösliche oder sogar unquellbare Produkte erhält. Die Wasseraufnahme selbst soll nach SCHMIDT (39) durch die Vernetzung nicht verringert werden. JANKE (21) dagegen meint, "je stärker vernetzt ein solcher Stoff ist, umso geringer wird die Wasseraufnahme und damit die Quellungsfähigkeit". Allerdings berichtet auch er (19), daß bei seinen Prüfkörpern die prozentuale Gewichtsänderung größer als die Volumenänderung war und folgert, daß auch im homogensten Kunststoff (Plexiglas) nicht jedes Wasserteilchen eine Volumenvergrößerung bewirken muß.

Linear polymerisierte Ketten und hydrophile Seitenteile (20) begünstigen hohe Wasseraufnahme, das Gegenteil bewirken starke Vernetzung und hydrophobe Seitenketten. Als Werte für die Gewichtsänderung durch Wasseraufnahme gibt JANKE (21) 1,7 % für unvernetztes, 1,5 % für vernetztes Methacrylat, 0,8 % für aromatisches Polyvinyl (hydrophobe Seitenketten) an.

Nach MARX (22) beginnt bei Platten, die im Wasserbad mit Alginitisolierung (also unter Wasserzutritt) polymerisiert werden, die Quellung schon in der Küvette.

JANKE (19) ist derselben Ansicht, weist aber darauf hin, daß das geringere spezifische Gewicht von Proben, die ohne Wasserzutritt polymerisiert wurden, auch durch nachweisbar leere Poren im Kunststoff erklärt werden kann. Je weniger Porositäten vorhanden sind, also je homogener die Struktur ist, desto stärker ist auch die Volumenzunahme bei der Quellung (19), da mehr quellfähiges Material vorhanden ist.

Nach RITZER (33) ist die Wasseraufnahme im bewegten Medium größer als im ruhenden. Da das Quellmaximum nach 58 Tagen erreicht sei, sollte der Sitz der Prothese nach dieser Zeit kontrolliert werden.

Die Frage, wie die Volumenzunahme bei der Quellung bewertet werden soll, ist von verschiedenen Autoren unterschiedlich beantwortet worden. Sicherlich ist jede Formveränderung während Herstellung und Gebrauch einer Prothese unerwünscht (RINK 32). Da aber der Quellung in jedem Falle verarbeitungsbedingte Schrumpfungen vorausgegangen sind, kann eine Volumenzunahme im Maßbereich der Kunststoffkontraktion nur begrüßt werden (JANKE 19, PFAENDLER 30, SCHROEDER 35).

PFAENDLER (30) sowie WOELFEL und PAFFENBARGER (52) empfehlen daher, daß Prothesen schon im Labor bis zur Eingliederung und auch beim Patienten nur in feuchtem Milieu aufbewahrt werden sollten, um eine Austrocknung zu vermeiden, die wieder zur Schrumpfung führen würde (19).

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß Wasseraufnahme eine typische Eigenschaft von Hochpolymeren ist.

Ob und wie stark damit eine Volumenzunahme verbunden ist, hängt von der chemischen Struktur und Dichte des Kunststoffs ab. Da durch die Quellung material- und verarbeitungsbedingte Schrumpfungen teilweise wieder ausgeglichen werden, ist sie erwünscht.

C Spezieller Teil

a) Darstellung der herkömmlichen Verfahren und Materialien

Paladon 65 (Heißpolymerisation)

Paladon 65 ist wohl noch immer der meist verwendete Kunststoff. Begründet hat es seinen Ruhm durch das Paladon-Verfahren, ein Pulver-Flüssigkeitsverfahren, bei dem das Polymer, kleinste polymerisierte Perlchen, bestehend aus Methakrylsäuremethylester mit einer chemisch gleichen Flüssigkeit niedrigen Polymerisationsgrades, dem Monomer vermischt wird. Die Polymerisation erfolgt nach einer Quellungszeit durch Hitzezuführung, es handelt sich also um ein sogenanntes Heißpolymerisat.

Verschiedenste Polymerisationsverfahren wurden für die Heißpolymerisation angegeben, darunter die

1. Kurzzeit-Naßpolymerisation:

Der gepreßte Kunststoff kommt 30 Minuten in kochendes Wasser und wird dann in kaltem Wasser abgekühlt (schlechte Ergebnisse, die Paßform ist mangelhaft (2, 28)).

2. Kulzer-Polymerisation:

Naßverfahren, bei dem der Kunststoff mit dem kalten Wasser langsam auf 70°C erhitzt wird. Nach 30 Minuten langem Verweilen bei dieser Temperatur wird auf 100°C angeheizt, 30 Minuten gekocht und dann langsam abgekühlt. So wird die in graphischer Darstellung bekanntlich S-förmige Polymerisationsreaktion berücksichtigt: die Temperatur von 70°C muß 30 Minuten beibehalten werden, da während dieser Zeit der Polymerisationsumsatz und damit die Hitzeentwicklung besonders hoch ist, die Temperatur in der Küvette aber den Monomersiedepunkt ($100,3^{\circ}\text{C}$) keinesfalls überschreiten sollte (Gefahr der Siedebblasenbildung).

Bei dieser in den Labors meist angewendeten Polymerisationsart stehen Aufwand und Zeit - auch was das Formverhalten betrifft - in gutem Verhältnis zum Endprodukt (28).

3. Raura-Polymerisation:

Langzeit-Tieftemperatur-Polymerisation im Wasserbad.
Die Wassertemperatur wird 10 Stunden bei 60°C und anschließend eine Stunde bei 100°C gehalten und langsam abgekühlt (sehr gutes Dimensionsverhalten 28).

4. Langzeit-Tieftemperatur-Polymerisation im Trockenschrank zur Vermeidung von Wasserschäden am Kunststoff.

MARX (29) hat bei diesem Verfahren neben schwierigem Ausbetten durch sehr harten Gips eine nicht befriedigende Maßgenauigkeit auch nach Wässern festgestellt.

Es wurden auch Apparaturen entwickelt, die durch Überdruck den bei 80°C liegenden Siedepunkt des azeotropen Gemisches - bestehend aus Monomer und nicht gebundenem Wasser aus dem Gips - erhöhen sollten. Die so arbeitenden Druck- (29) und Hedent-Geräte (8) versprochen vor allem eine homogenere Kunststoffoberfläche.

Dem selben Ziel diene auch der Vorschlag, die leeren Gipsformen drei Stunden bei 120°C oder zwölf Stunden bei 60°C in den Trockenschrank zu stellen, um so das ungebundene Wasser im Gips zu verdampfen.

Schließlich wurde mit dem Einpreßverfahren nach JANKE versucht, während des Polymerisationsvorgangs Kunststoff in eine festgeschlossene Form nachzupressen. So sollte die Polymerisationsschrumpfung vermindert und eine homogene Oberfläche erzielt werden.

Palapress (Kaltpolymerisation)

Palapress spielt heute unter den selbsthärtenden Kunststoffen eine gewisse Führungsrolle.

Ihm werden ausgezeichnetes Formverhalten (keine Abkühlungsschrumpfung) und gute mechanische Eigenschaften nachgesagt. In Biegefestigkeit und Schlagzähigkeit (gemessen mit dem Dynstatgerät) übertrifft es nach Prospektangaben der Firma Kulzer die Werte von Paladon 65, dem Heißpolymerisat der selben Firma.

Nach der Vermischung von Polymer und Monomer im Verhältnis von 10 g zu 7 ml macht es drei Phasen durch:

1. Flüssige Phase, Dauer 3 1/2 Minuten. Während dieser Zeit kann der Kunststoff unter Gipsvorgüsse, z. B. an Prothesengerüste, gegossen werden.
2. Plastisch knetbare Phase, Dauer ab 3 1/2 Minuten bis 8 Minuten nach dem Anmischen. In diesem Stadium kann Palapress in der Küvette gestopft werden, muß aber auch bis zum Ende der plastischen Phase, also 8 Minuten nach dem Anmischen fertiggepreßt sein, denn anschließend beginnt die
3. Phase der Polymerisation, die durch Beschleuniger wie Toluolsulfinsäure angeregt wird. Stattfinden sollte sie im Druckgefäß bei 40°C und 2 - 3 atü über 15 Minuten oder in der Küvette bei Raumtemperatur und einem Druck von 2,5 atü über 20 Minuten.

Einen Nachteil muß man allerdings beim Pressen in der Küvette in Kauf nehmen: Eine Probepressung und vor allem die Entfernung der Preßfahne ist nicht möglich. So erhält man gewöhnlich eine geringfügig stärkere Bißerhöhung als beim Heißpolymerisat.

Spritzverfahren

Nach JANKE (20) müssen die Spritzverfahren streng unterteilt werden, in Spritzgießen (wie PVS-H) und Spritzpressen.

Spritzgießen ist ein thermoplastisches Verfahren, bei dem der fertige Kunststoff zwecks guter Fließfähigkeit bis unter die Depolymerisationstemperatur (die bei 260°C liegt) vorsichtig erhitzt und dann in die kalte Form gespritzt wird, wo er sofort wieder erstarrt. Nur unvernetzte Kunststoffe mit geringer Kettenlänge lassen sich verspritzen.

Spannungen, die zu Formveränderungen führen können, entstehen

- a) bei der schnellen thermischen Abkühlung, besonders an dickeren Kunststoffpartien, wenn der Kunststoff mit ca. 240°C . (bei PVS-H) in die kalte Küvettenform gespritzt wird,
- b) durch die Zwangslage der Moleküle, die von den Strömungsbedingungen abhängig ist; diese wiederum sind u. a. durch den Verlauf der Einspritzkanäle beeinflussbar.

Spritzpressen ist ein chemoplastisches Verfahren, bei dem der Kunststoff langsam unter Druck in die Küvette einfließt und dort polymerisiert. Die Makromoleküle, die auch untereinander vernetzt sein dürfen, werden bei der Polymerisation noch verlängert. Eine langsame gleichmäßige Abkühlung ist durchführbar. Durch den Nachpreßdruck kann ein Teil der Schrumpfung kompensiert, der Siedepunkt des Monomeren erhöht und damit die Blasenbildung unterdrückt werden (46).

Apparaturbedingte Spannungen sollen sich aber durch das Nachpressen von einem Zentrum aus ergeben (43).

Beim Schmelzpreßverfahren (Luxene) sollen die Vorteile des Spritzgießens und Spritzpressens kombiniert werden. Einerseits wird hier der Kunststoff schon vorpolymerisiert geliefert und vor der Verarbeitung geschmolzen, andererseits wird er aber langsam unter Druck in die Kuvette (im 97°C heißen Wasserbad) eingepreßt. Deshalb spricht man hier zurecht vom Luxene-Schmelzpreßverfahren, wenn auch viel Ähnlichkeit mit dem Spritzpressen erkennbar ist.

Luxene 44 (Spritzpreßverfahren)

Dem Copolymerisat Luxene, bestehend aus Vinylchlorid, Vinylacetat, Methacrylsäuremethylester, wird hohe Paßgenauigkeit und Formkonstanz nachgesagt (26). Geliefert wird der Kunststoff in gelartigen Täfelchen (units), in denen der Polymerisationsbeginn und damit ein Teil der Schrumpfung schon vorweggenommen ist.

Da nicht Pulver mit Flüssigkeit vermischt werden muß, sind Fehler durch falsche Dosierung ausgeschlossen, andererseits soll auf kalte und luftdichte Lagerung der "units" geachtet werden.

Recht aufwendig wird der Kunststoff während der Polymerisation vor Wassereinwirkung geschützt: Nach dem Isolieren mit NFC-Separator, einem wasserhaltigen Alginat, werden die Hohlformen 30 Minuten lang infrarot bestrahlt, um dem Isoliermittel das Wasser zu entziehen. Der Spezialgips selbst wird mit einer NFC-Lösung angerührt, die den Dampfdruck des Wassers herabsetzt.

Die Luxene Schmelz- und Nachpreßapparatur soll einen Teil der Schrumpfungen vermeiden, eine homogene Struktur erzielen sowie die Bißerhöhung verhindern, da sie ja mit einer geschlossenen Küvette arbeitet.

Folgendermaßen gestaltet sich die Verarbeitung:

Nach dem Einbetten und Ausbrühen wird mit NFC-Separator isoliert und eine halbe Stunde lang infrarot bestrahlt. Jetzt werden ca. $2/3$ des gelartigen Kunststoffs fein zerschnitten in die Küvette eingelegt, sodaß diese sich noch zwanglos schließen läßt. Der Rest des Kunststoffs wird mittels eines Preßzylinders per Stempeldruck von 5 atü in die Küvette nachgepreßt, die sich im 97°C heißen Wasserbad befindet. Die Polymerisationszeit beträgt 75 Minuten.

P V S - II (Spritzgießverfahren)

Dieser Kunststoff ist eine weitere Variante des Methacrylsäuremethylesters. Auch ihm werden neben sehr guten physikalischen Werten hohe Paßgenauigkeit und Adhäsion nachgesagt (16). Der schon polymerisierte Kunststoff wird als Granulat in Kartuschen verschiedener Größe geliefert. So findet die Polymerisationsschrumpfung nicht in der Kuvette statt, auch Fehler bei der Dosierung können nicht vorkommen!

Zur Verarbeitung benötigt man das Polyapress-Spritzgußgerät, Spezialkuvetten und den Spezialhartgips Wipo-Granit, der sehr zäh angerührt werden muß, um dem recht hohen Spritzdruck von 10,2 atü nicht nachzugeben. Bei genügend hartem Gips dürfte durch die geschlossene Kuvette keine Bißerhöhung entstehen. Zur Vermeidung von Zahnbeschädigungen durch den Spritzdruck müssen Kunststoffzähne verwendet werden.

Nach dem Einbetten und Ausbrühen des Modells mit den Einspritzkanälen wird die Gipsform isoliert und anschließend gut getrocknet. Wenn die Kartusche passender Größe im Heizzylinder des Polyapress-Spritzgußgerätes auf 240°C erhitzt ist, wird die Kuvette mit dem Einspritzloch zur Kartusche hin im Gerät festgeschraubt. Der Spritzvorgang selbst dauert nur wenige Sekunden, Minuten später kann ausgebettet werden.

b) Gießharztechnik

Literaturüberblick

Hier soll ein kurzer Überblick gegeben werden, welche Vor- und Nachteile der Gießharztechnik beschrieben worden sind:

GOTTFRIEDSEN (15) faßt in seiner durchweg günstigen Beurteilung der Gießharze einige Vorteile zusammen.

- Garantierte Ausschaltung jeglicher Bißerhöhung ohne Probepressen, dadurch
- Verminderung der Arbeitszeit durch Fortfall der Reokkludierung für nachträgliches Einschleifen (Kritik s. unten).
- Bei Fertigstellung der Prothese Mindestarbeitszeitersparnis von 30 Minuten.

Schließlich nennt er noch Faktoren, die nicht ausschlaggebend sein sollten, aber doch genannt zu werden verdienen.

- Ausschalten der schmutzigen Arbeitsgänge der Ein- und Ausbettung.
- Starke Reduzierung der unangenehmen Arbeitsgänge der Ausarbeitung und der Politur
- Ausschaltung der Gefahr einer Deformation der Prothese beim Ausbetten
- Einsparung von Hilfsmitteln wie Gips, Schleif- und Poliermittel, Gas, Wasser, Strom.

Auch WINKLER (48) kommt zu einer recht positiven Beurteilung und zitiert Autoren aus dem amerikanischen Raum, nämlich

- SHEPARD: Die Fließacryltechnik führt zu einer Prothese, "... die nicht nur einen genaueren Abguß als bei Druckgußprothesen ergibt, sondern daß dabei auch weniger Veränderungen in den Okklusionsbeziehungen auftreten".

- CIVIAN und Mitarbeiter: "... die Angaben aus den Laboratorien darauf hindeuten, daß zufriedenstellende Prothesen mit der Fließacryltechnik unter erheblicher Zeitersparnis hergestellt werden können".
- WEAVER und RYGE: "... wenn die Verfahren korrekt durchgeführt werden, die Prothesen klinisch ebenso akzeptabel sind wie die aus anderen Materialien und nach anderen Methoden hergestellten Prothesen".

WINKLER selbst betont besonders die "Ausschaltung der vertikalen Dimensionszunahme", also der Bißerhöhung, und stellt statt dessen eine Infraokklusion fest, die er auf die Polymerisationsschrumpfung zurückführt. So entsteht eine Verschiebung des Okklusionsdrucks in den Frontzahnbereich. An technischen Vorteilen nennt er ähnliche Faktoren wie GOTTFRIEDSEN.

CAESAR (9) kommt nach seiner Versuchsbeschreibung zu der Feststellung: "Beim optischen Vergleich der Paßform der Prothesenbasis gegossener Prothesen gegenüber Paladon ergab sich, daß die Abweichungen beim gegossenen Material stärker sind als beim Standard (Paladon). Durchweg sind aber diese Abweichungen nicht so erheblich. In den einzelnen Materialien konnten keine wesentlichen Unterschiede festgestellt werden... Die Abweichungen in der maximalen Interkuspidation sind allerdings erheblich. Es gibt keinen Fall in der Untersuchungsreihe, in welchem die Okklusion erhöht, d.h. eine Bißsperrung eingetreten wäre". Weiter beschreibt er: "... eine mehr oder weniger große Abweichung in der transversalen Okklusionsebene. Die maximale Interkuspidation ist palatinal stärker aufgehoben als buccal. Das schrumpfende Material hat die Praemolaren und Molaren nach "innen" gekippt, da das Doubliergeß bei der Erstarrung keinen Widerstand entgegengesetzte...

Die hier gefundenen Ergebnisse zeigen deutlich, daß eine gegossene Prothese nicht mit der gleichen Qualität und Präzision hergestellt werden kann wie eine heiß polymerisierte Prothese..."

Dies bedeutet eine ziemlich vernichtende Kritik.

SCHWICKERATH und BAWENDI (37, 38/ 4, 5, 6) haben sich sehr ausgiebig mit der Gießharztechnik beschäftigt. Sie führten Versuche zur Feststellung der Fließfähigkeit, Festigkeit und Elastizität sowie besonders der Formgenauigkeit durch.

Die Ergebnisse lauten kurz zusammengefaßt:

Der Grad des Ausfließens hängt

1. von der Zeit ab Mischbeginn
2. von der Ableitung der eingeschlossenen Luft
3. von der Pulver-Flüssigkeitsmischung
4. vom evtl. Einschleudern

ab, das in diesem Prüfungspunkt die Ergebnisse verbesserte. Die Festigkeits- und Elastizitätsmodulwerte sind etwas geringer als die entsprechenden Werte von Paladon 65.

Die Formänderungseigenschaften wurden sowohl mit Prüfkörpern (37, 4) als auch mit Prothesen (5, 6) untersucht. Dabei wird u. a. der Einfluß der verschiedenen Isolierung (Alginatisolierung gegen das Gipsmodell auf der Gaumenseite, Doubliermasse auf der Zungenseite der Prothese) für die Formveränderung insbesondere nach der Wässerung verantwortlich gemacht (s. Abschnitt "Diskussion"). Es zeigt sich auch, daß Formmessungen an Prüfkörpern, insbesondere nach Wässerung, nur bedingt Aussagen über entsprechende Werte an echten Prothesen zulassen (37, 5). Sämtliche vertikalen Dimensionen an den Paladon- wie an den Gießharzprothesen verkürzten sich nach BAWENDI's Messungen (5, 6) im Vergleich zum Wachsmo-
dell, die Schrumpfung steigerte sich teilweise bei Wässerung, sie war bei den Gießharzproben geringfügig stärker als bei Paladon 65.



Abb. 1: Kuvette für die Gießharztechnik mit Inhalt (Kuvette von Scheu-Dental)

- a: Kuvettenbasis mit Metallboden; b und c: Kieferabguß mit Wachsmothese;
- d: Dubliermassenform; e: glockenförmiger Kuvettendeckel mit Einguß und
Entlüftungslöchern

Die besonderen Gegebenheiten bei der Gießharztechnik

Mit der Einführung der gießbaren Kunststoffe wurden die verschiedenen Methacrylsäuremethylester um eine Variante reicher.

Folgende Ausführungen gelten für alle vier untersuchten Fabrikate (Duraflow-Porit, Ivocast, Palacast, Resilit), da diese sich in Chemie und Verarbeitung stark ähneln.

Chemisch gesehen handelt es sich um Kaltpolymerisate, die durch Verzögerer so "verlahmt" werden, daß sie zum Anspringen der Polymerisation einen Wärmestoß benötigen.

Die technischen Unterschiede zum Stopf- Preßverfahren bestehen

- a) im Einbetten in einteiliger Kuvette mit Doublier-
masse statt Gipseinbettung;
- b) im Eingießen des Kunststoffs statt Stopfen und
Pressen
- c) in der Polymerisation, die durch Wärmestoß (45°C)
in Gang gesetzt wird, statt durch Hitze wie beim
Heißpolymerisat oder durch Katalysator wie beim
Kaltpolymerisat.

Hilfsmaterial für die Gießharztechnik :

An Geräten und Materialien benötigt man neben dem Kunststoff selbst eine Spezialkuvette, die aus mindestens zwei Hauptteilen bestehen muß: einer Basisplatte mit einem daraufpassenden glockenartigen Deckel, der den Kuvetteninhalt beherbergt. Der Unterschied zur zweiseitigen Gipskuvette ist also der, daß nicht zwei Formhälften mit den Kuvettenhälften zusammengesetzt werden, sondern die komplette Prothesenhohlform im glockenartigen Deckel liegt; den Kuvettenschluß besorgt die Basisplatte, man spricht von einer einteiligen Kuvette. (s. Abb. 1)

Weiterhin benötigt man eine handelsübliche Doubliermasse (ein reversibel thermoplastisches Gel auf Hydrokolloid-basis), bekannt vom Modellgußverfahren. Um lange Wartezeiten beim Erhitzen und langsamen Abkühlen bis zur Verarbeitungstemperatur zu vermeiden, werden automatische Geräte angeboten, die ständig gebrauchsfertige Doublier-masse bereithalten.

Zwei Korkbohrer im Durchmesser von 10 mm und 7 mm zum Anlegen der Einguß- und Entlüftungskanäle in der Doublier-masse und ein unterteiltes Ausbrühsieb für Zähne sind sinnvolles Zubehör. Zum Mischen von Monomer und Polymer sowie zum Eingießen werden am besten Gefäße aus einem indifferenten Material (Glas) verwendet.

Die Polymerisation findet in Spezial-Druckgefäßen statt, die über eine bestimmte Zeit bei $40 - 45^{\circ}\text{C}$ einen Druck von 2 - 3 atü - je nach Kunststofffabrikat - halten.

Im folgenden soll analysiert werden, welche Ursachen zu Formveränderungen bei der Gießbarztechnik beitragen.

1. Die Hydrokolloid-Doubliermassen (Hauptbestandteile nach WÄCHTER (47) Glycerin, Agar-Agar, Wasser) erleichtern die Verarbeitung natürlich sehr. Andererseits haben sie alle die Tendenz beim Durchlaufen der verschiedenen Verarbeitungsphasen mehr oder weniger stark zu schrumpfen. Durch ihre gelartige Konsistenz setzen sie der Kontraktion des Prothesenkunststoffs nur wenig Widerstand entgegen, wenn auch Doubliermassen mit erhöhter Druckfestigkeit und etwas geringerer Schrumpfung speziell für das Prothesengießverfahren entwickelt worden sind.

Da Doubliergele ja reversibel, also wiederverwendbar sind, entsteht auch nach jedem Gebrauch die Frage, wieviel Wasser verdampft oder ausgeschwitzt ist und demzufolge wieder ersetzt werden muß. Diese Frage ist für das Formverhalten sehr wichtig.

Die Erhitzungstemperatur soll 95°C . (die Temperatur, die Agar-Agar zur Verflüssigung benötigt) nicht überschreiten, da sich sonst eine Strukturzerstörung einstellt.

2. Es muß auch erwähnt werden, daß das Prothesenwachs beim Eingießen der 45°C . warmen Dubliermasse und beim Abkühlen im Wasserbad nicht völlig spannungsfrei und damit formstabil bleiben kann. Der Eingußstrahl sollte deshalb auch nicht direkt auf die Wachsaufstellung treffen.
3. Die Gießkunststoffe selbst weisen natürlich ebenfalls eine Polymerisationsschrumpfung und - durch den Wärmestoß - eine geringere thermische Schrumpfung auf, die sich durch die Nachgiebigkeit der Dubliermasse bei diesem Verfahren besonders auswirken kann.

Eigene Vorversuche zeigten aber, daß solche Formabweichungen in der Okklusion und an der Prothesenbasis wesentlich verringert werden konnten, wenn die Prothesen 12 Stunden nach der Entnahme aus dem Drucktopf auf dem Modell belassen wurden. Eine Erklärung hierfür kann in der recht lange dauernden Nachpolymerisation bei den Gießkunststoffen gesehen werden. CAESAR (9) gibt an, daß auch gute Selbstpolymerisate etwa 24 Stunden für die Polymerisation benötigen.

In der Senkrechten kann sich die Schrumpfung ebenfalls ungehindert auswirken. BAWENDI (4) gibt eine durchschnittliche Bißsenkung von 0,2 mm am ersten Molaren an. Während bei der Stopfpreßtechnik die vertikale Schrumpfung durch Preßfahne und leichtes Verpressen des Gipses eher zur Bißerhöhung verwandelt wird, gibt es einen solchen Ausgleich in der Gießharzküvette nicht. Im Gegenteil besteht sogar die Gefahr, daß sich das Modell zu tief in die nachgiebige Dubliermasse einlagert und so zu verstärkter Bißsenkung beiträgt.



Abb. 2: So wurde der Kieferabguß bei Anwendung der Gießharztechnik gesockelt, um eine zu tiefe Einlagerung in die Dubliermasse und die damit verbundene Bißsenkung zu verhindern. Die Pfeile deuten auf die Negative für die Meßmarkierungen der Meßstrecken "A" und "B" an der Prothesengriffseite (s. S. 33).

Bei meinen Vorversuchen stellte sich heraus, daß der allgemein empfohlene Sockelrand des Kieferabgußes, der das Wachstmodell um 3 - 5 mm überragen soll, nicht ausreichte, um eine zu starke Einlagerung des Modells und damit eine Bißsenkung zu vermeiden. So griff ich die Ratschläge der Firma SCHEU (34) auf:

- a) Sockelwände glatt und nach oben hin leicht konisch trimmen,
- b) Grundfläche des Modells vollkommen plan gestalten für dichte Auflage am Metallboden der Küvette (so sorgt auch der Küvettenboden für eine eindeutige Führung des Modells in der Doubliermasse).
- c) Überstehender horizontal abgesetzter Sockelrand soll 3 - 5 mm breit sein (s. Abb. 2).

So wird nicht nur eine zu tiefe Einlagerung vermieden; nach meinen Messungen, die teilweise eine Bißerböhung bei den Gießharzen ergeben, muß man sogar annehmen, daß die nach oben konisch zulaufenden Sockelwände eine vollständige Wiedereinlagerung des Gipsmodells in die Doubliermasse verhindern und so die Schrumpftendenz des Kunststoffes kompensieren. Da der Kieferabguß an seiner völlig planen Grundfläche vom Küvettenboden geführt wird, ist sein exakter, nicht verkanteter Sitz in der Hydrokolloidform gesichert.

Neben all den genannten Maßnahmen, die die Schrumpfung vermindern oder kompensieren sollen, muß primär auf korrekte Verarbeitung des Kunststoffes Wert gelegt werden. Sollte schon bei Heiß- und Kaltpolymerisat eine genaue Dosierung selbstverständlich sein, so gilt dies ganz besonders bei den Gießharzen (38). Eine Erhöhung des Monomeranteils führt bekanntlich zu verstärkter Polymerisationsschrumpfung, die sich bei dieser besonderen Art der Einbettung noch ungünstiger auswirkt.

Ebenso leiden die Festigkeits- und Elastizitätseigenschaften, die ohnehin die der herkömmlichen Kunststoffe nicht ganz erreichen (37), unter falscher Dosierung. Da man Pulver im Meßbecher gestaucht oder locker einfüllen kann, sind Gewichtsangaben für die Mischung am genauesten.

4. Weiterhin wird das Formverhalten gegossener Prothesen durch gleichzeitige Anwendung zweier Isoliermittel beeinträchtigt: nämlich Alginatlösung und Dubliermasse (die ja keine besondere Isolierung benötigt). Nach JANKE (21) und MARX (23) kommt es bei zweierlei Isolierung zu Strukturdifferenzen und damit zu Spannungen und Formveränderungen. Auch das Quellverhalten wird beeinflusst: der homogenere Kunststoff quillt mehr. (siehe auch Seite 58 und 59)

III Versuche

=====

A Überlegungen zur Versuchsanordnung

Bestandteil der Aufgabenstellung für meine Versuche waren größtmögliche Praxisnähe, Anwendung der in Labors üblichen Verarbeitungsmethoden und gleiche Chancen für alle geprüften Materialien. Daraus ergab sich, daß die Messungen an echten Prothesen und nicht an - wenn auch prothesenähnlichen - Prüfkörpern vorgenommen werden sollten. Nicht nur die Formveränderungen an der Prothesenbasis sondern auch die der Zahnreihen mußten registriert werden. Um auch die Spannungen zu berücksichtigen, die durch eine geschlossene Zahnreihe bei der Kunststoff-schrumpfung entstehen, wurden die Porzellanzähne lückenlos aufgestellt. Die Lage von Prothesenpartien, die aufschlußreiche Schlüsse zur Formveränderung zulassen, ergab sich aus anderen Untersuchungsberichten. Dort wurden besonders an den distobuccalen Prothesenenden im Molarenbereich und in der Bißhöhe Unstimmigkeiten festgestellt.

Eine ursprünglich geplante Messung des dorsalen Randspalts schien mir nicht so aussagekräftig, da eine geschrumpfte Prothese nur unter einer passiven Spreizung der Prothesenenden exakt auf das Gipsmodell aufgepaßt werden kann.

Da auch Auswirkungen der Quellung über 6 Wochen untersucht werden sollten, hätte auch das Formverhalten des so lange Zeit gelagerten Gipsmodells eine gewisse Rolle gespielt. Daraus erhob sich die Forderung, ein vom Gipsmodell unabhängiges einfaches Meßverfahren zu entwickeln, das die Distanzveränderung zweier genau definierter Meßpunkte an interessanter Lokation zu ermitteln hatte.

Da an der Prothese - anders als im Prüfkörperversuch - keine Meßflächen zur Verfügung standen, sondern an der Basis wie an den Zähnen nur ganz bestimmte Markierungspunkte zu Messungen herangezogen werden konnten, erwies sich das Tastermikroskop, mit dem TORNER (44) und EHRLICH (11) gearbeitet hatten, hier als ungeeignet, weil nicht individuell genug. Auch die Messungen mit dem Lichtmikroskop waren sehr problematisch, u. a. mußte die Prothese zu jeder Messung ja wieder ganz genau gleich auf dem zweidimensional fahrbaren Schemel liegen.

So kam ich auf die Methode, die Meßstrecken mit einem Außentaster zu umfassen, der sich nach einiger Übung leicht den jeweiligen Verhältnissen der Meßstrecken mit ihren notwendigerweise verschiedenartigen Meßmarkierungen anpassen ließ (s. Abb. 6 und 7).

Um lauter formal gleiche Prothesen zu erhalten, fertigte ich mir eine Prothesennegativform an, in die die Zähne eingelegt wurden; darauf preßte ich in heißem Wasser plastisch gemachtes Wachs mit dem erwärmten Erstkieferabguß aus Messing ein. Die Position der Negativform auf dem Messingmodell war durch drei Punkte fixiert.

Um die Meßergebnisse nicht durch Spannungsdeformationen bei den Wachsprothesen zu verfälschen, mußte vor dem Einbetten jede Meßstrecke am Wachsmo­dell bestimmt werden.

Gleichförmige Gipsmodelle konnten durch eine mehrfach ausgießbare Negativform aus Flexistone garantiert werden.

B Durchführung der Versuche, Messungen

Von jedem der acht zu untersuchenden Materialien wurden nach den jeweiligen Verarbeitungsvorschriften je fünf Oberkieferprothesen angefertigt. Diese wiesen als Meßpunkte folgende Markierungen auf:

1. An den distobuccalen Prothesenenden je eine halbkugelförmige, glatte Erhebung (s. S.33, Abb. 7) die bei der Wachsvermessung aus gläsernen Nadelköpfen bestand, um eine Verletzung der Markierungspunkte beim Anlegen des Meßinstruments und bei der Einbettung zu vermeiden.
2. Auf den buccalen Flächen der Porzellanzähne 16 und 26 eine runde Mulde (s. Abb. 7), mit einem kleinen Kugeldiamanten eingeschliffen.
3. Auf den Okklusalflächen der Zähne 16 und 26 eine spitzere Mulde (s. Abb. 7), der jeweils eine halbkugelförmige Erhebung auf der Griffseite der Prothese gegenüberlag (s. Abb. 6).

Als Meßapparatur wurde ein Außentaster ohne jegliches Stativ benutzt, der vier Meßfinger aufwies (s. Abb. 3),

- a) zwei runde polierte für Distanzen zwischen 70 und 40 mm zur Messung von horizontalen Strecken;
- b) ein spitzer und ein runder für Distanzen unter 20 mm für die vertikalen Strecken.

Folgendermaßen gingen die Messungen an der Prothese als ruhendem und der Apparatur als beweglichem Element vor sich:

Mit den runden Meßfingern wurde an den distobuccalen Enden der locker aufs Modell gesetzten Prothese die maximale Entfernung der halbkugelförmigen Markierungen gemessen (s. Abb. 4).

Die Distanz zwischen den Buccalflächen 16 und 26 wurde durch "Einhängen" der Meßfinger in die eingeschliffenen Mulden problemlos ermittelt (s. Text S. 31 und 32).

Vor der Messung der Bißhöhe in Wachs mußte noch ein Arbeitsgang eingelegt werden, um etwaige Inkongruenzen der Wachsprothese mit dem Gipsmodell unwirksam zu machen. Durch die Einfüllung von sehr wenig flüssigem Rosawachs in die Mulden (s. Abb. 2) des Gipsmodells und sofortiges exaktes Aufpassen der Wachsprothese mit ihren schon vorgeformten halbkugelförmigen Markierungen (s. Abb. 6) in diese vorbereiteten Mulden erhielt ich eine vollkommene Übereinstimmung des Gipsmodells mit der Wachsprothese an der Stelle dieses Meßpunktes.

Die Messung der Bißhöhe selbst ging so vonstatten:

An der occlusalen Mulde (s. Abb. 7) des Zahnes 16 bzw. 26 wurde der Digitaltaster an seinem spitzen Meßfinger wie an einem Kugelkopfgelenk "aufgehängt", was ein pendelndes Austasten der maximalen Entfernung der zwei gegenüberliegenden Meßmarkierungen ermöglichte (s. Abb. 5).

Untersucht wurden also Veränderungen der Prothesenbasis und der Okklusion durch Messungen zwischen den distobuccalen Prothesenenden (Meßstrecke "D"), und den Molaren in transversaler Richtung (Meßstrecke "C"). Die Bißhöhe links (Meßstrecke "A") wurde mit einer um 3 mm stärkeren Kunststoffschicht gemessen als rechts (Meßstrecke "B"), um etwaige Einflüsse der Kunststoffdicke auf die vertikale Dimensionsstabilität zu ermitteln. (Die Meßstrecken sind auf Seite 39, Abbildung 8 und 9 dargestellt.)

Gemessen wurde

1. im Wachsstadium
 2. nach dem Ausbetten
 3. nach einer Woche Wässerung
 4. - 8. nach je einer weiteren Woche Wässerung;
- Wässerungsdauer - 6 Wochen.

Bildmaterial zu den Messungen:

Als Meßinstrument fand ein Außentaster Verwendung, der sich den individuellen Gegebenheiten von Prothese und Meßpunkten gut anpassen ließ (Abb. 3).

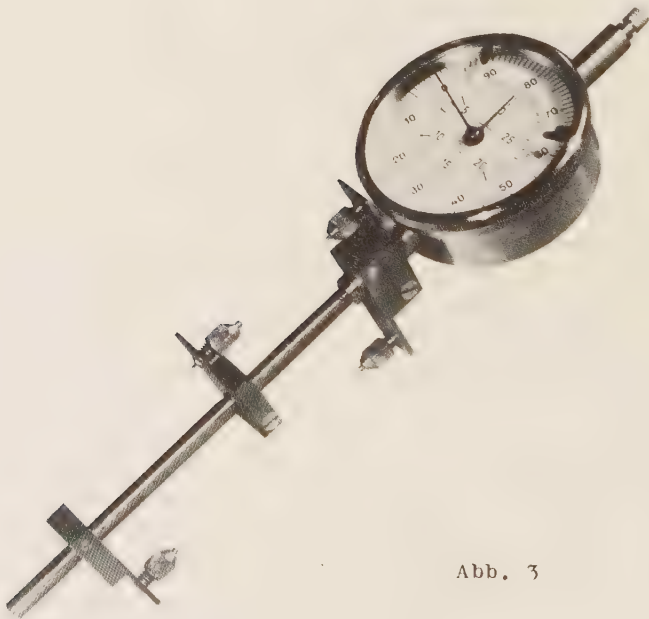


Abb. 3

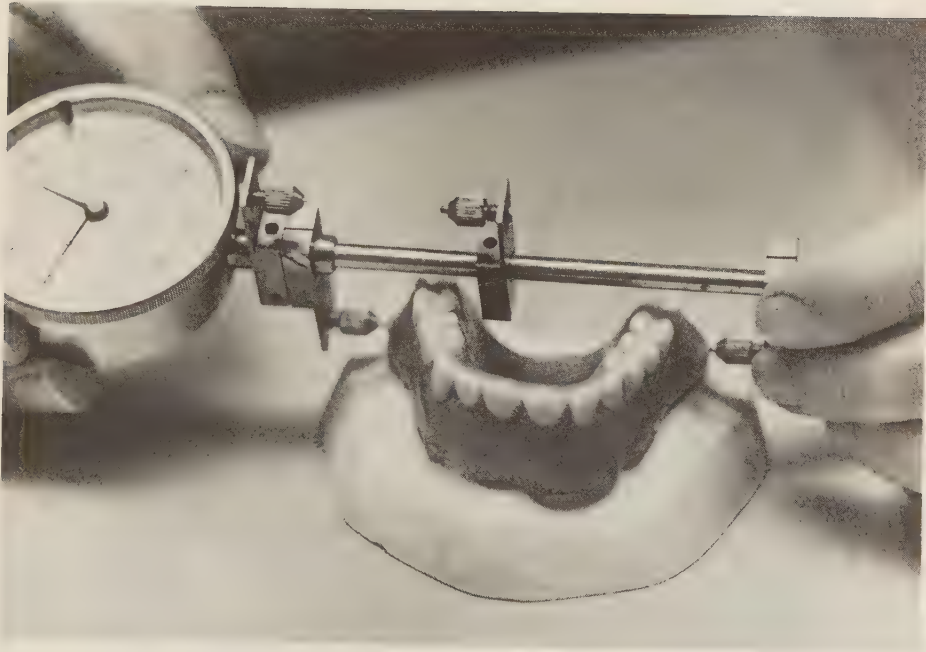


Abb. 4

In Abbildung 4 wird der maximale Abstand der Meßmarkierungen (halbkugelförmige Erhebungen) auf den distobukkalen Prothesenenden gemessen (Distanz "D"). Ähnlich wird die Apparatur auch zur Messung des Abstands der Zähne 16 und 26 auf deren Bukkal-seiten angelegt (Distanz "C"). Allerdings werden die Meßfinger

hier in die muldenförmigen Meßmarkierungen (Abb. 6 und 7) eingehakt.

Abbildung 5 zeigt die Messung der Bißhöhe (Distanz "A" und "B").

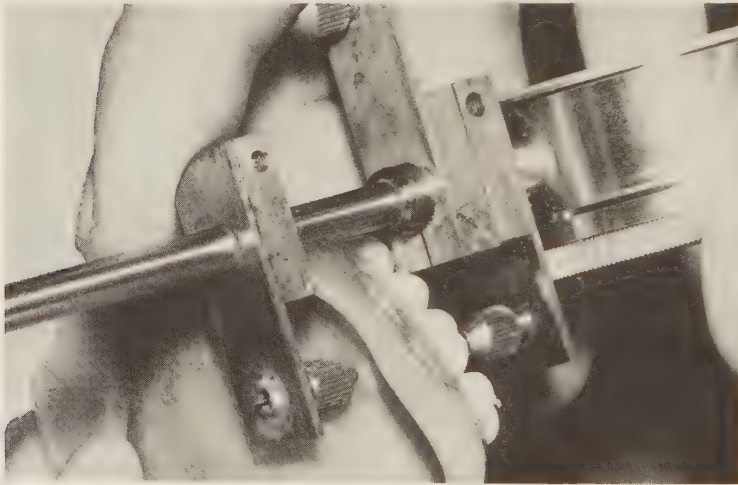


Abb. 5

Auf Abbildung 6 sieht man auf der Gaumenseite der Prothese die Meßmarkierung für die Distanz "A" (Bißhöhe links). Ihr Gegenpol ist die Meßmarkierung auf der Okklusalseite des gegenüberliegenden Molaren (Abb. 7). Genauso sehen die Meßpunkte für die Distanz "B" (Bißhöhe rechts) aus.

Auf den Abbildungen 6 und 7 erkennt man die Meßmulden der Distanz "C" auf den Bukkalseiten der ersten Molaren und die halbkugelförmigen Erhebungen zur Messung der Distanz "D" an den distobukkalen Prothesenenden (rechts auf den Bildern).

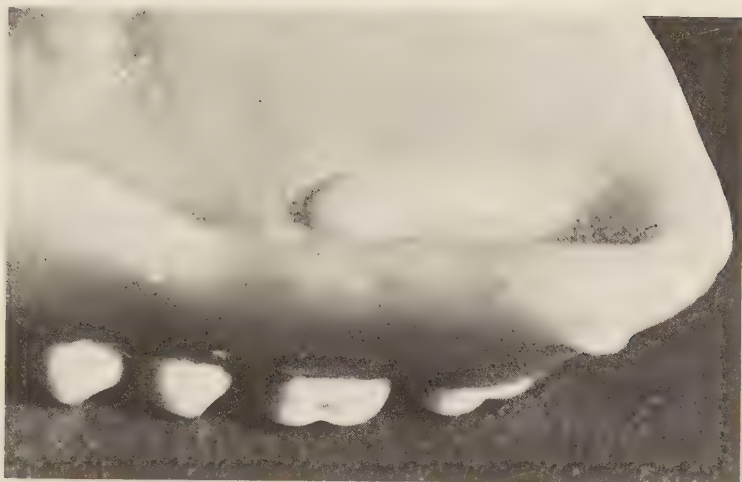


Abb. 6



Abb. 7

Herstellung der Prothesen aus Paladon 65, Palapress, Luxene 44, PVS-II

Die jeweiligen Verarbeitungsvorschriften wurden genau erfüllt, bei Paladon 65 wurde die Kulzer-Polymerisation angewendet.

Nach den Wachsvermessungen wurden sämtliche Prothesen exakt auf ihre Modelle aufgepaßt und festgewachst, damit in diesem Stadium keine vertikale Dimensionsänderung eintreten konnte.

Herstellung der gegossenen Prothesen

Die Wachsprothesen wurden genau wie bei den anderen Versuchen hergestellt, die Kieferabgüsse erhielten dagegen die oben beschriebene Sockelung:

1. einen etwa 4 mm breiten horizontal abgesetzten Sockelrand,
2. die Sockelwände liefen nach oben konisch zu (im Winkel von ca. 60° von der Basis gemessen),
3. die Grundfläche des Modells wurde völlig plan gestaltet (s. Abb. 2)

Da man von einer Formveränderung der Doubliermasse ausgehen muß, sollte sich diese auf sämtliche Prothesen in gleicher Weise auswirken. Deshalb wurden die Prüflinge an jeweils genau der selben Stelle innerhalb der Kivette platziert. Das dorsale Ende der Prothese lag auf der Seite der späteren Einguß- und Entlüftungskanäle.

Als Doubliermasse wurde Castogel (Herbst) verwendet, da es nach einer Untersuchung von WÄCHTER (47) das günstigste Dimensionsverhalten der von ihm geprüften Materialien sowie eine verhältnismäßig hohe Druckfestigkeit aufweist. Stark zerkleinert kam die ungebrauchte Doubliermasse in das Doubliergerät "Gelovit" (Herbst), um dort auf 90°C erhitzt und unter Rühren wieder abgekühlt zu werden. Bei etwa 45°C wurden die Kivetten gefüllt und kühlten 10 Minuten bei Raumtemperatur, 10 Minuten in 3 cm tiefem Wasser und 20 Minuten ganz mit Wasser bedeckt langsam ab.

Nach der Entnahme aus dem Wasserbad konnten die Küvetten geöffnet und die Modelle mit der Wachsauftellung herausgenommen werden. Eingerissene Doubliermassenföhnchen mußten nun sorgfältig entfernt und Schwitz- und Wasserperlen ausgeblasen werden. Die Gipsmodelle wurden ausgebrüht, die Zähne mit nur einem Hauch! von Vaseline auf der Kaufläche benetzt, in die Negativform zurück gesetzt und kurz angedrückt, um etwaige Vaselineüberschüsse auszuspressen. Für die einfache Vollprothese genügte ein Eingußkanal von 10 mm, sowie ein Entlüftungskanal von 7 mm Durchmesser.

Die - je nach Fabrikat - mit Alginat- oder der vorgeschriebenen Isolierlösung und Aktivator vorbehandelten noch handwarmen Gipsmodelle konnten nun satt in die Negativform eingesetzt werden. So war die Küvette, nachdem ihr Deckel aufgesetzt war, bereit, den Kunststoff aufzunehmen.

Die Verarbeitungsvorschriften wurden genau eingehalten:

a) Duraflow-Porit

Das Mischverhältnis wird durch zwei Meßgläser bestimmt, wobei das Pulver gestaucht eingefüllt werden soll. Das Material muß sofort nach dem Mischen in die Küvette eingegossen werden. Nach 3 - 5 Minuten wird im Druckgefäß bei 45°C und 1,4 atü 30 Minuten lang polymerisiert. Der Wasserspiegel ist 2 1/2 cm hoch.

b) Ivocast

Das Pulverflüssigkeitsverhältnis lautet 3 : 1,1 Volumenteile. Zur Blasenvermeidung soll zweimal umgegossen werden. Polymerisiert wird im Drucktopf bei 3 atü in 45°C warmem Wasser 30 Minuten. Der Wasserspiegel soll nicht höher als die halbe Küvette stehen.

c) Palacast

Das Mischungsverhältnis lautet 18 g
Pulver : 12,5 ml Flüssigkeit, nach
15 Minuten werden die gefüllten Küvetten
in 40 - 45°C. warmem Wasser bei 2 - 3 atü
45 Minuten im Drucktopf polymerisiert.
Dabei soll das Wasser bis fast an die
Einfüllöffnungen der Küvette reichen.

d) Resilit

Gemischt werden fünf Teile Pulver mit
2 Teilen Flüssigkeit. Nach einer Misch-
zeit von 10 Sekunden soll kontinuierlich
eingegossen werden. Die Küvette wird
ganz mit Wasser überdeckt in das Druck-
gefäß gestellt und bei 4 atü und 45°C.
eine halbe Stunde lang polymerisiert.

Schleuderversuch, durchgeführt mit Duraflow-Porit

In den Anfängen der Gießharztechnik und auch heute noch wurde und wird das Einschleudern des Gießkunststoffs in die Kuvette empfohlen. Man verspricht sich davon ein gutes Ausfließen der Prothesenform und vor allem eine Entmischung von Polymer und Monomer: das bekanntlich stärker schrumpfende Monomer soll sich in den Eingußkanälen anreichern, was beim Versuch auch deutlich erkennbar ist. So hofft man die Kunststoffkontraktion der Prothese in Grenzen zu halten.

Der Versuch: Duraflow-Porit wurde genau nach Vorschrift verarbeitet, mit der Ausnahme, daß die gefüllten Kuvetten in eine elektrische Schleuder gestellt und 5 Minuten geschleudert wurden. Anschließend wurde wieder nach Vorschrift polymerisiert.

Ergebnisse: Die Mittelwerte der einzelnen Meßstrecken unterscheiden sich kaum voneinander. An Meßstrecke "A" und "B" schrumpfen die geschleuderten Prothesen geringfügig weniger, an "C" und "D" dagegen etwas mehr als die Duraflow-Porit-Prothesen im Normalversuch. Es fällt auf, daß die einander entsprechenden Kurven in den Diagrammen näher beisammen liegen, als bei den anderen Gießharzversuchen.

IV Die Ergebnisse in Schaubildern

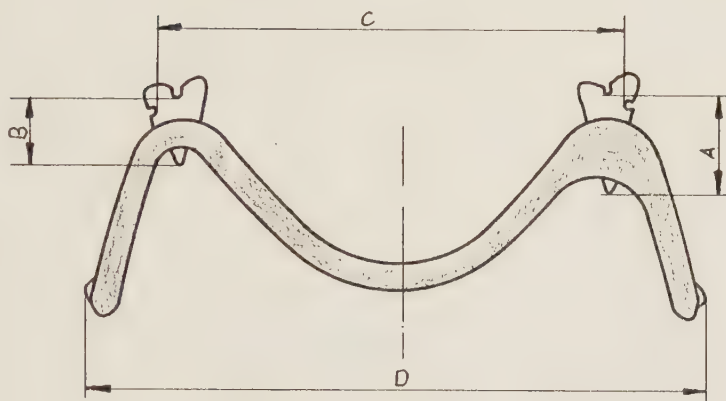
=====

Anmerkungen hierzu:

1. Für die Meßstrecken "A" und "B" sind jeweils verschiedene Diagramme erstellt.
2. Die Meßstrecken "C" und "D" sind in einem einzigen Diagramm aufgezeigt, wenn die Kurven für "C" bzw. "D" in verschiedene Bereiche des Diagramms zu liegen kommen. In den restlichen Fällen (Paladon 65, Palapress, PVS-H) bei denen die Veränderungen an "D" ähnlich denen an "C" sind, ist der Übersichtlichkeit halber für jede Meßstrecke ein eigenes Diagramm angelegt.
3. Die Diagramme sind in der Waagerechten in zwei Bereiche getrennt
 - der erste bezeichnet die Veränderung der jeweiligen Meßstrecken im Vergleich zwischen Wachsmo-
dell und gerade ausgebetteter Prothese (wobei die Gießharzprothesen erst 12 Stunden nach dem Polymerisationsvorgang vom Modell gelöst und dann gemessen wurden),
 - der zweite stellt die Dimensionsänderung bei Wässerung während 6 Wochen im zeitlichen Maßstab dar.
4. Die Maßstäbe sind bei allen Diagrammen gleich:
 - in der Senkrechten sind 2 cm = 0,1 mm,
 - in der Waagerechten entsprechen im Bereich der Wässerung 1,5 cm der Zeitspanne von einer Woche.
5. Die Durchschnittskurven geben folgende Werte an:
die "an Kunststoffprothese" unmittelbar nach dem Ausbetten und die "nach der Wässerung über 6 Wochen".
6. Die Paladon-Diagramme sind zwecks besserer Vergleichsmöglichkeiten auf ausklappbaren Seiten dargestellt.

Die Messtrecken

Bißhöhe rechts



Bißhöhe Links

Abb. 8

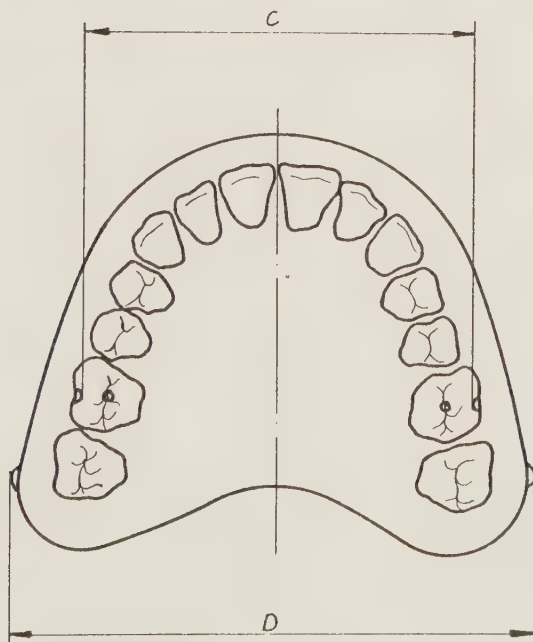
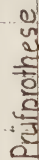


Abb. 9

(SPECIAL)

UN



Paladon I-V

Form-
Veränderung
in
mm

Form-
Veränderung
in
mm

Messstrecke C
bei Wässerung während
6 Wochen

Messstrecke D

bei Wässerung während
6 Wochen

nach dem
Ausbleichen

nach dem
Ausbleichen

nach 1Wo 2Wo 3Wo 4Wo 5Wo 6Wo

nach 1Wo 2Wo 3Wo 4Wo 5Wo 6Wo

0.1

0.1

0.2

0.2

0.3

0.3

0.4

0.4

0.5

0.5

Prüfprothese

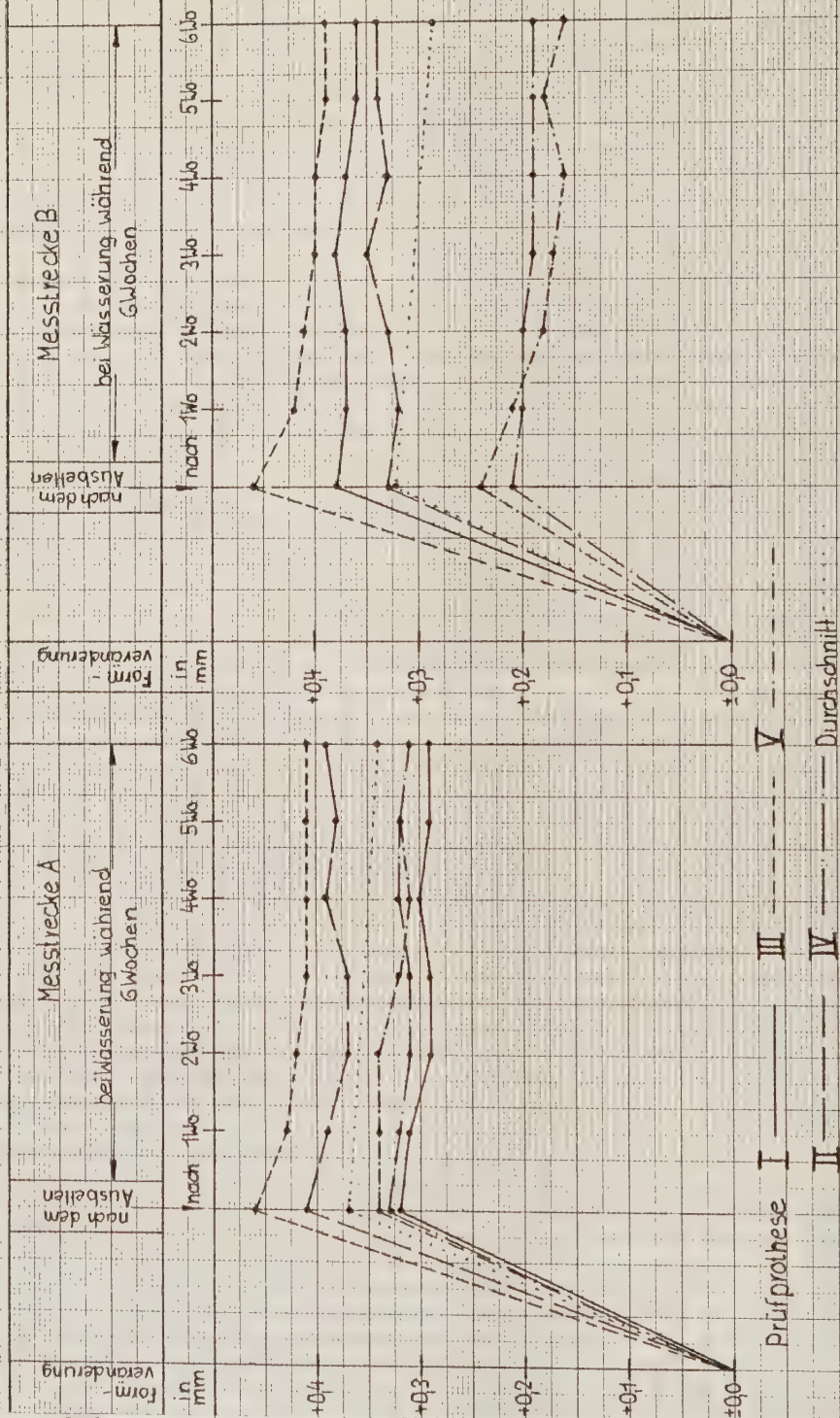
I — III

V

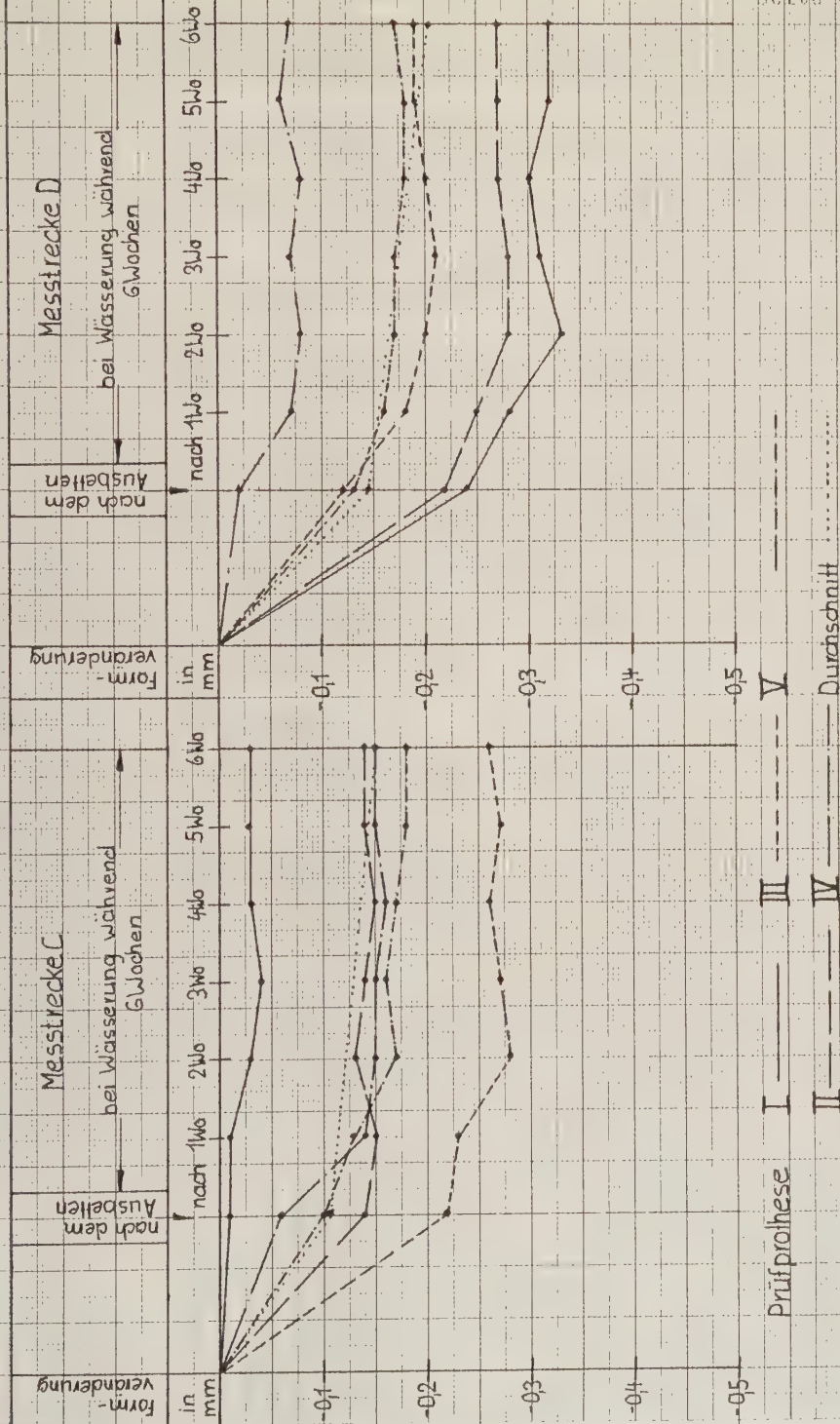
II — IV

Durchschnitt

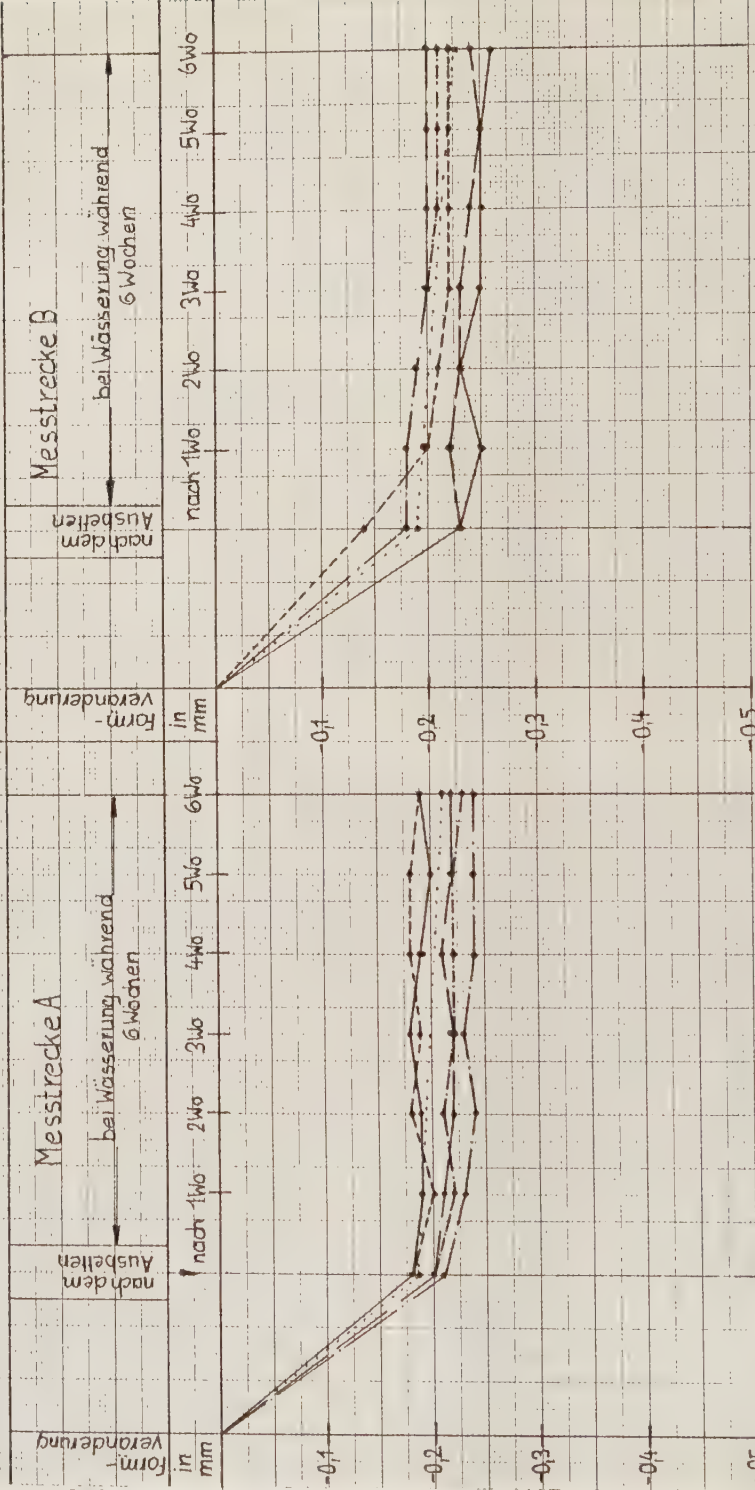
Palapress I-V



Palapress I-V

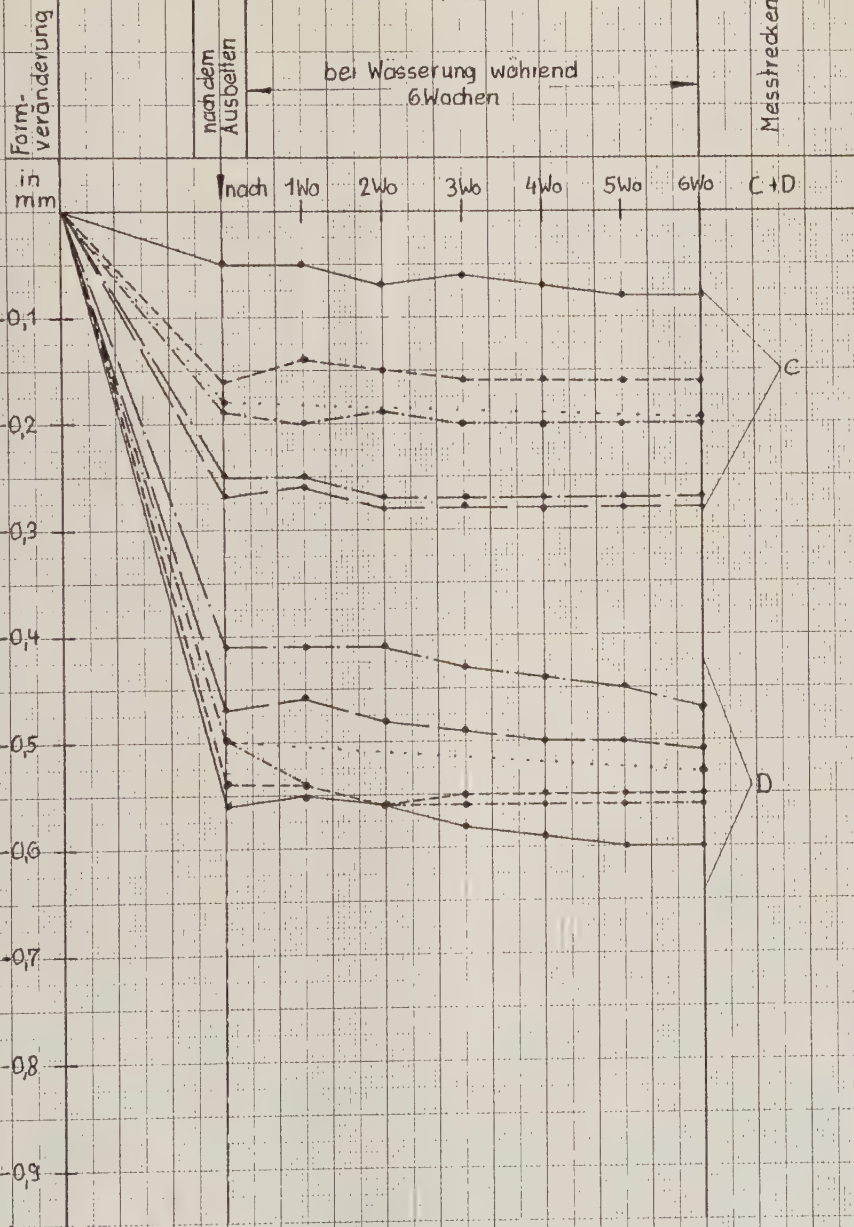


Luxene 44 I-V



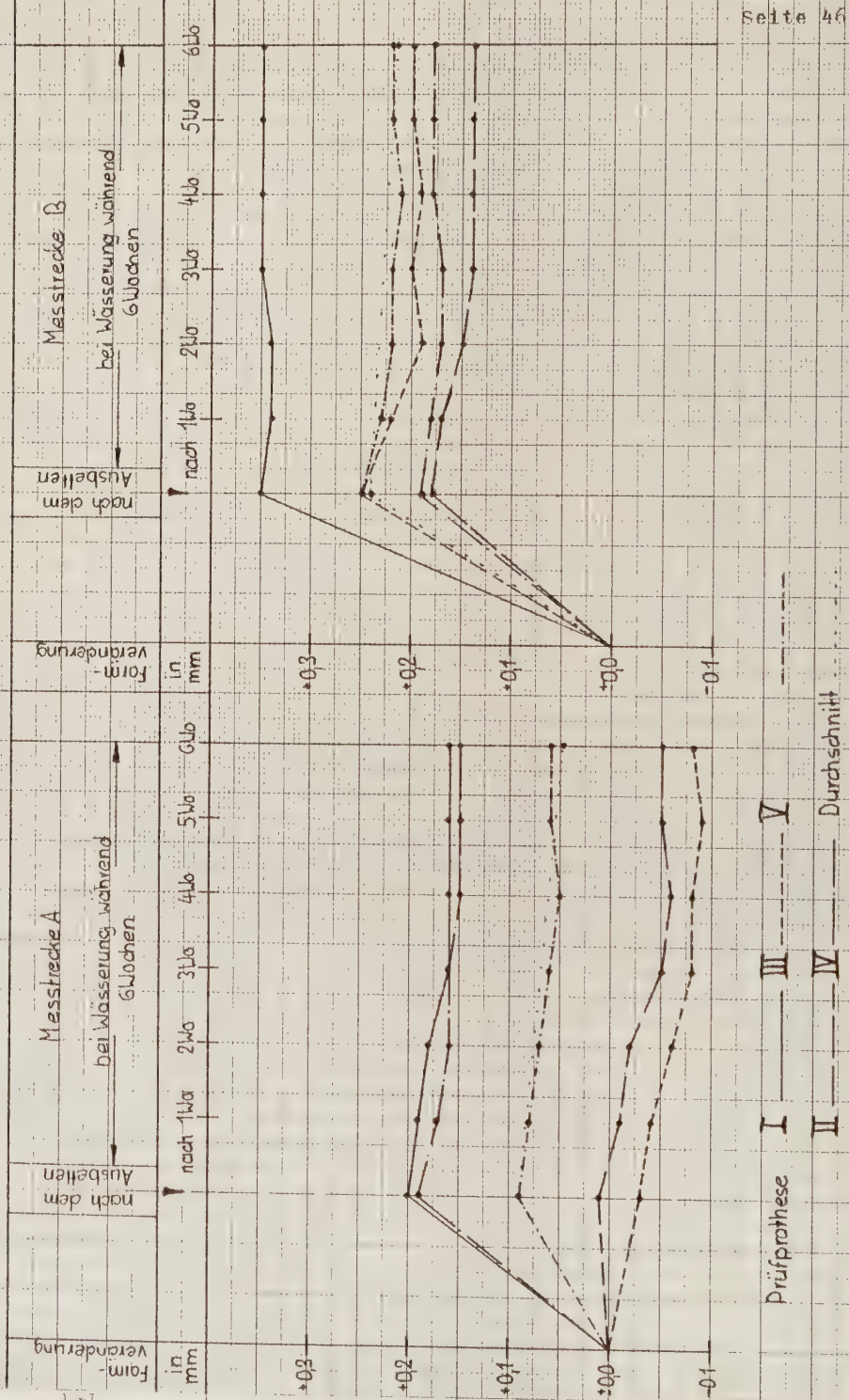
Prüfprothese I ——— III ——— V
 II ——— IV ——— Durchschnitt

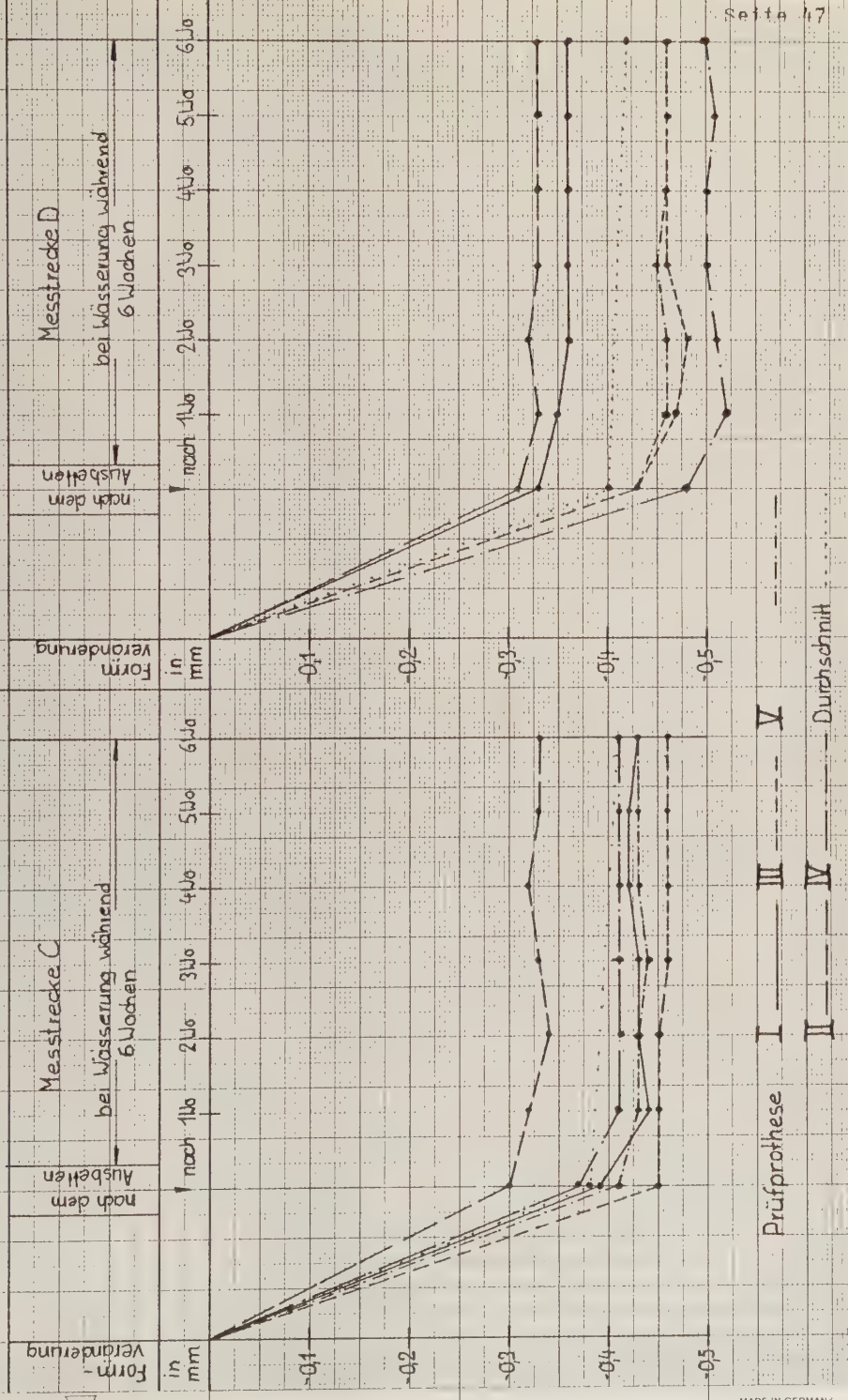
Messtrecken C und D



Prüfprothese I ——— III - - - - V - - - -
 II - - - - IV - - - - Durchschnitt

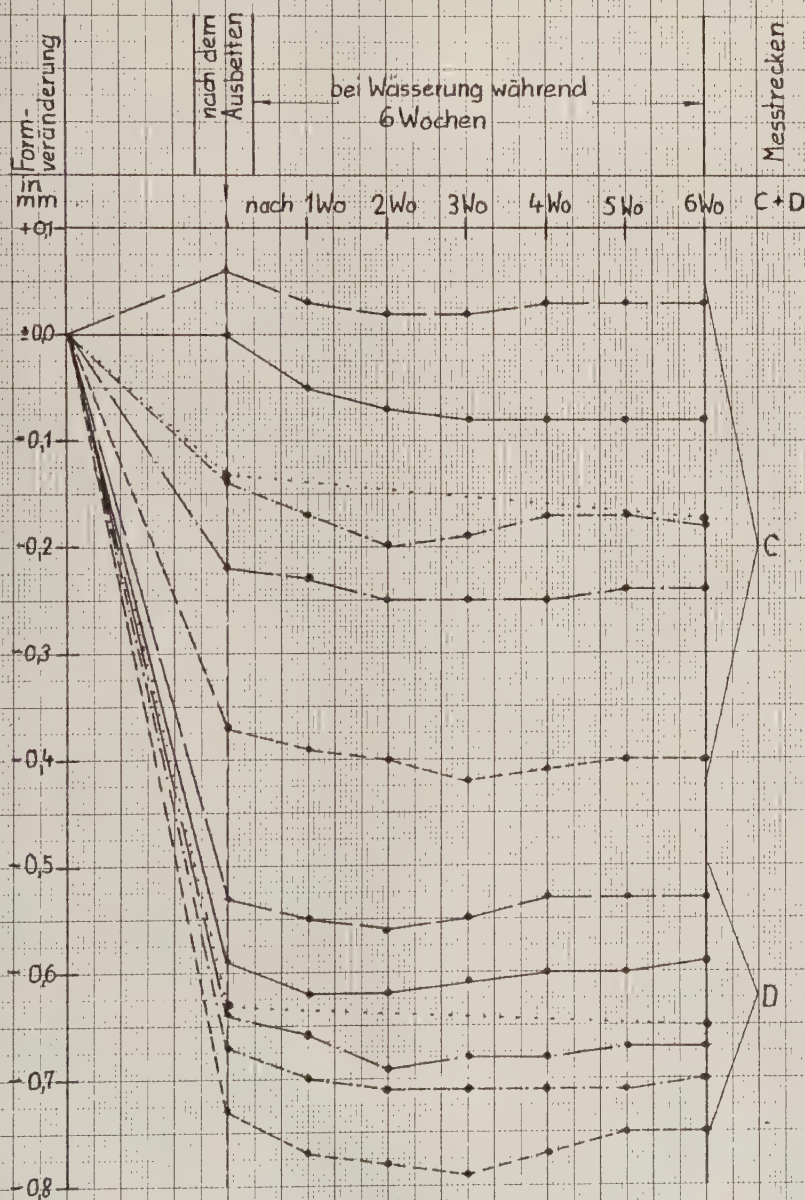
PVS - H I - V





Duraflow - Parit I-V Meßstrecken C und D

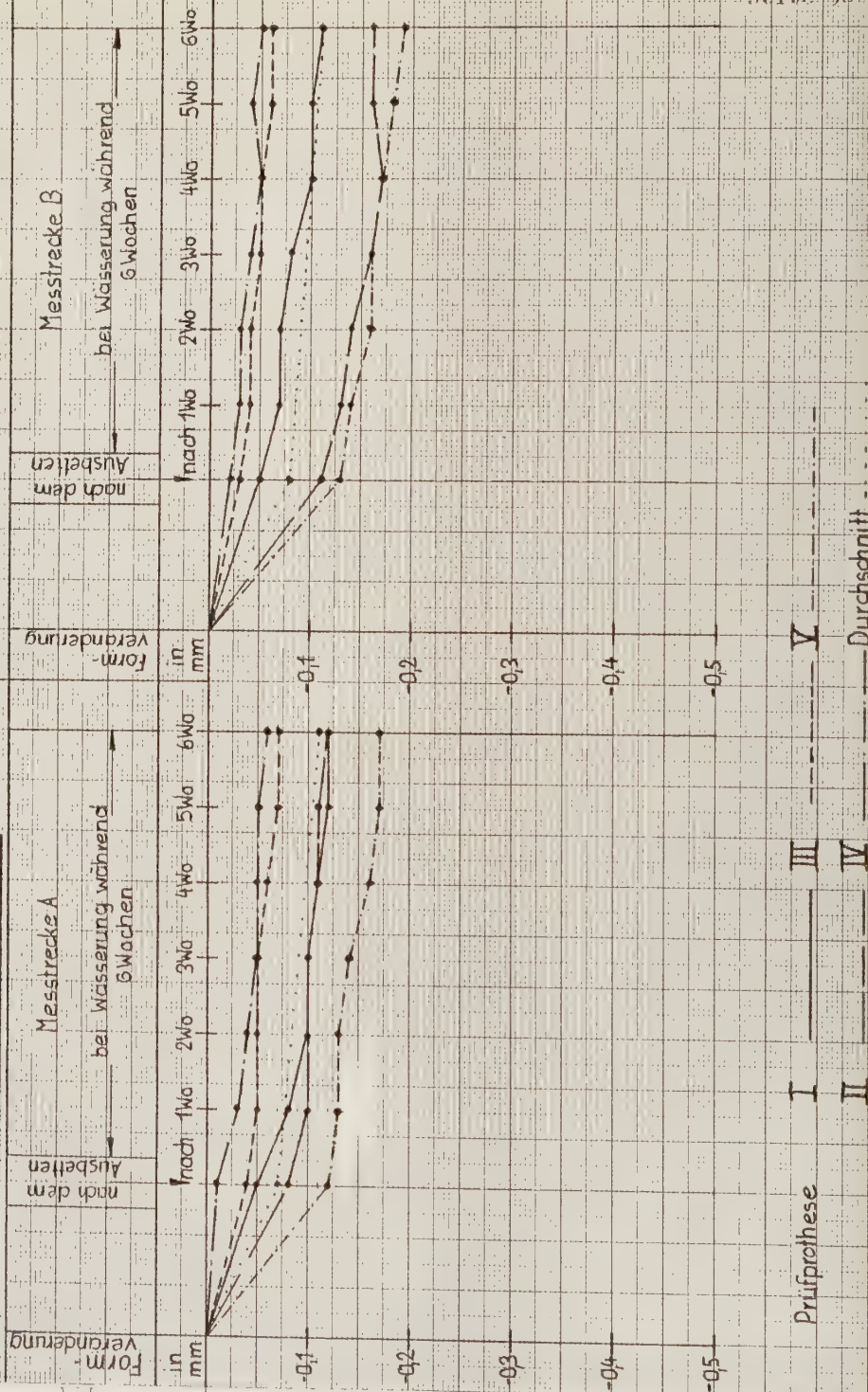
Seite 40



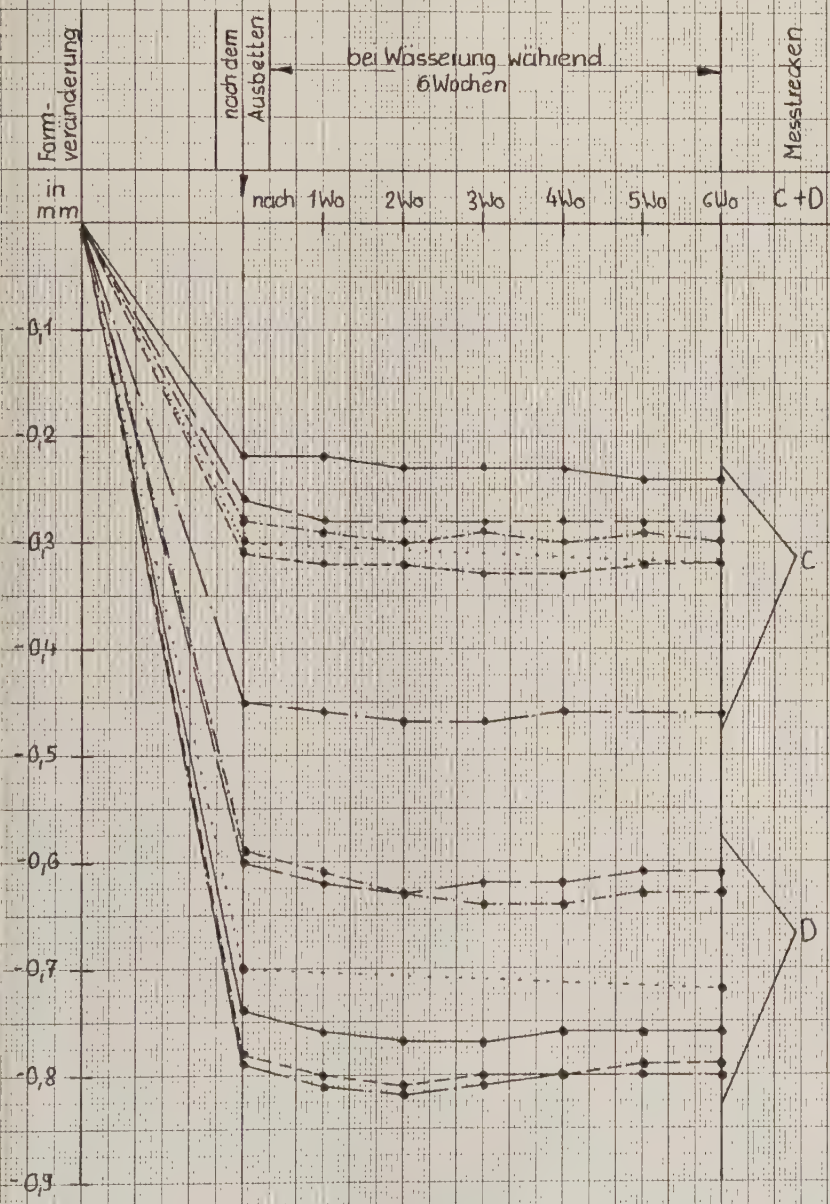
Prüfprothese I ——— III ——— V ———

II ——— IV ——— Durchschnitt ·····

D-Porit I-V (im Schleuderversuch)

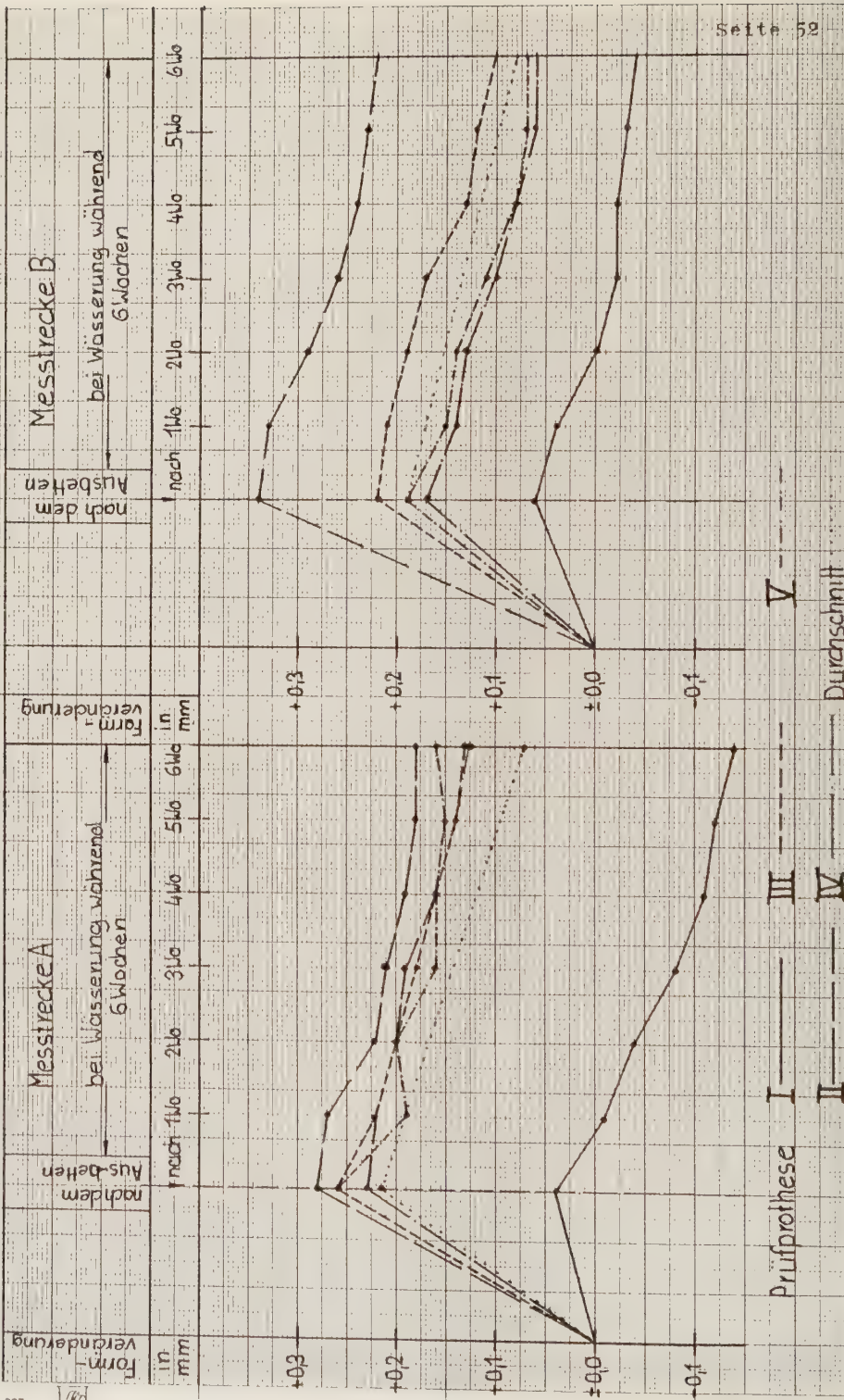


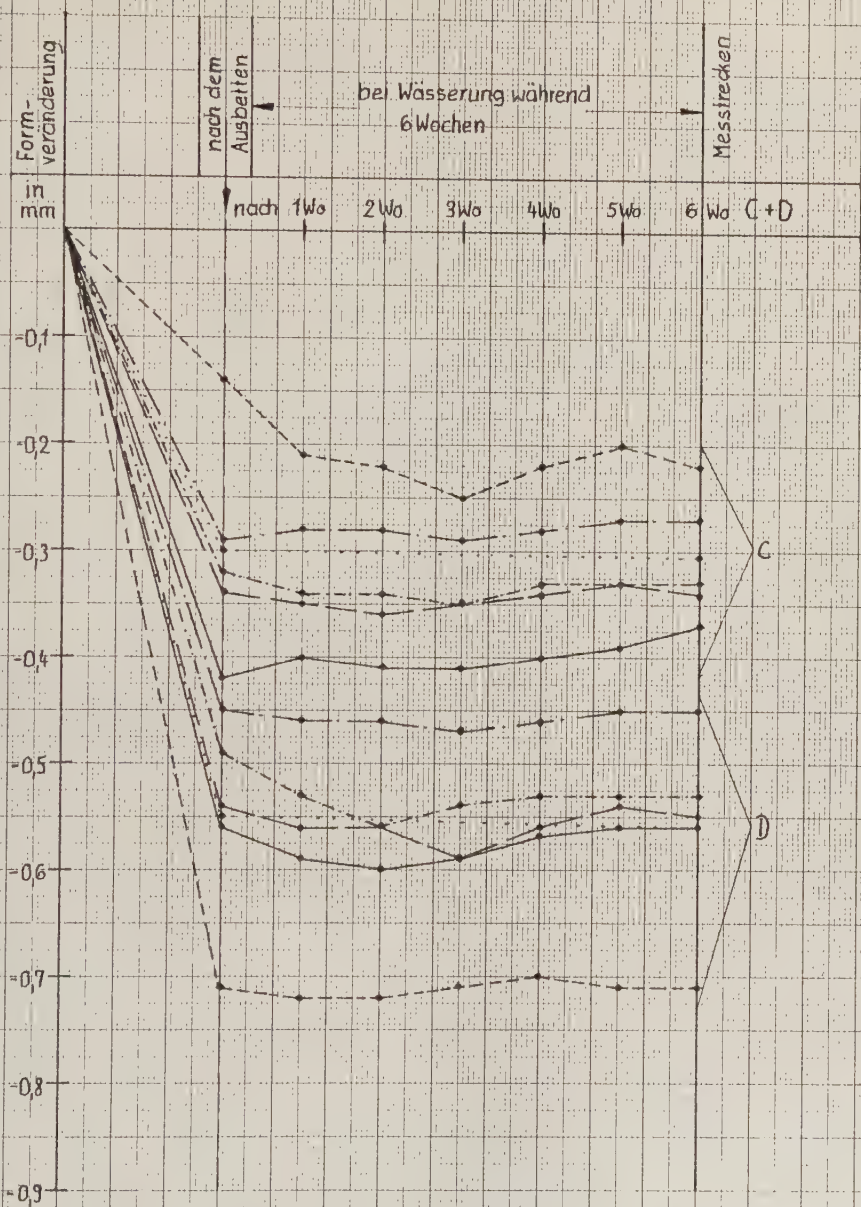
D-Poriz I-V (im Schleuderversuch)



Prüfprothese I ——— III - - - - V - - - -
 II ——— IV ——— Dürchschnitt - - - -

lvocast I-V





Prüfprothese

I

III

V

II

IV

Durchschnitt

Palacast I-V

Form-
veränderung
in mm

Form-
veränderung

Messstrecke A

Messstrecke B

bei Wasserung während
6 Wochen

bei Wasserung während
6 Wochen

nach dem
Ausbetten

nach dem
Ausbetten

11Wo 2Wo 3Wo 4Wo 5Wo 6Wo

11Wo 2Wo 3Wo 4Wo 5Wo 6Wo

+0,1

+0,1

+0,0

+0,0

-0,1

-0,1

-0,2

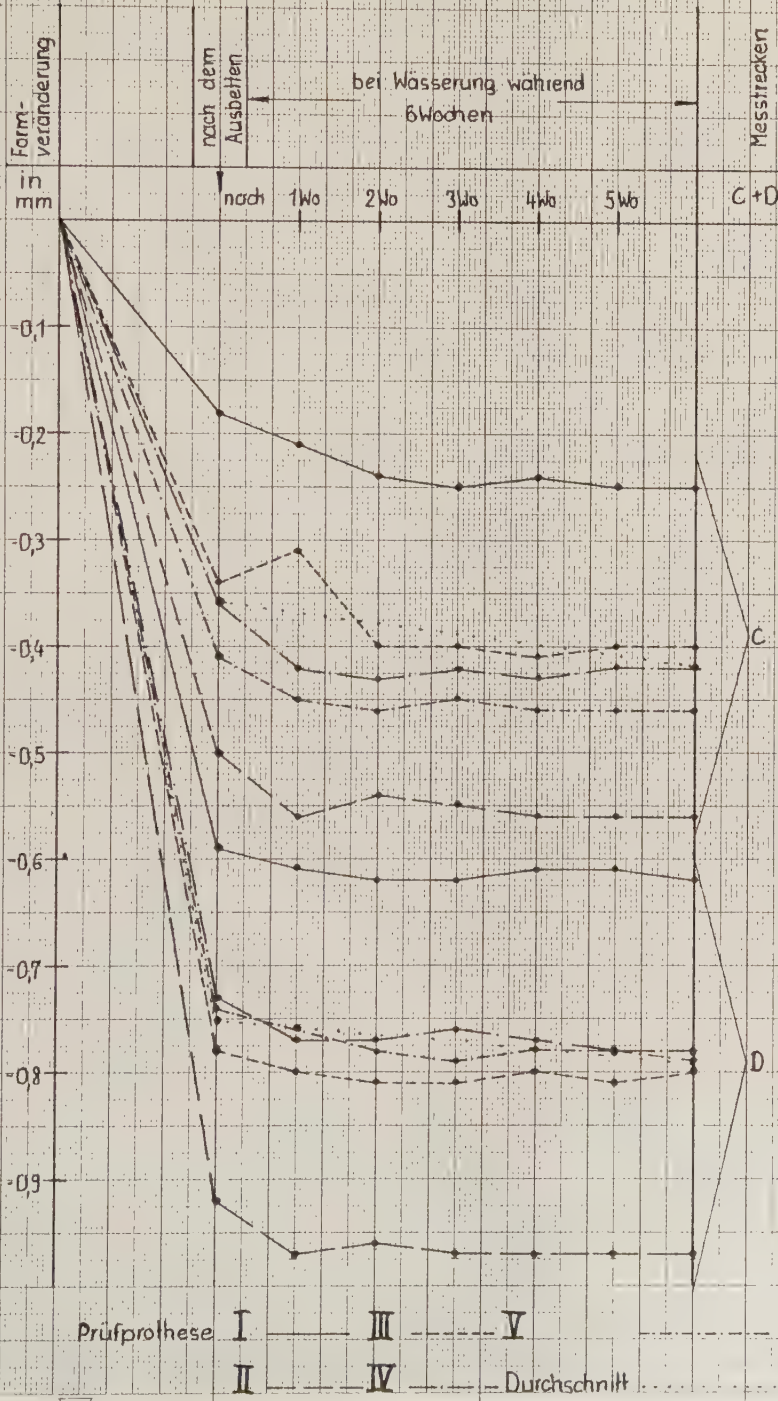
-0,2

-0,3

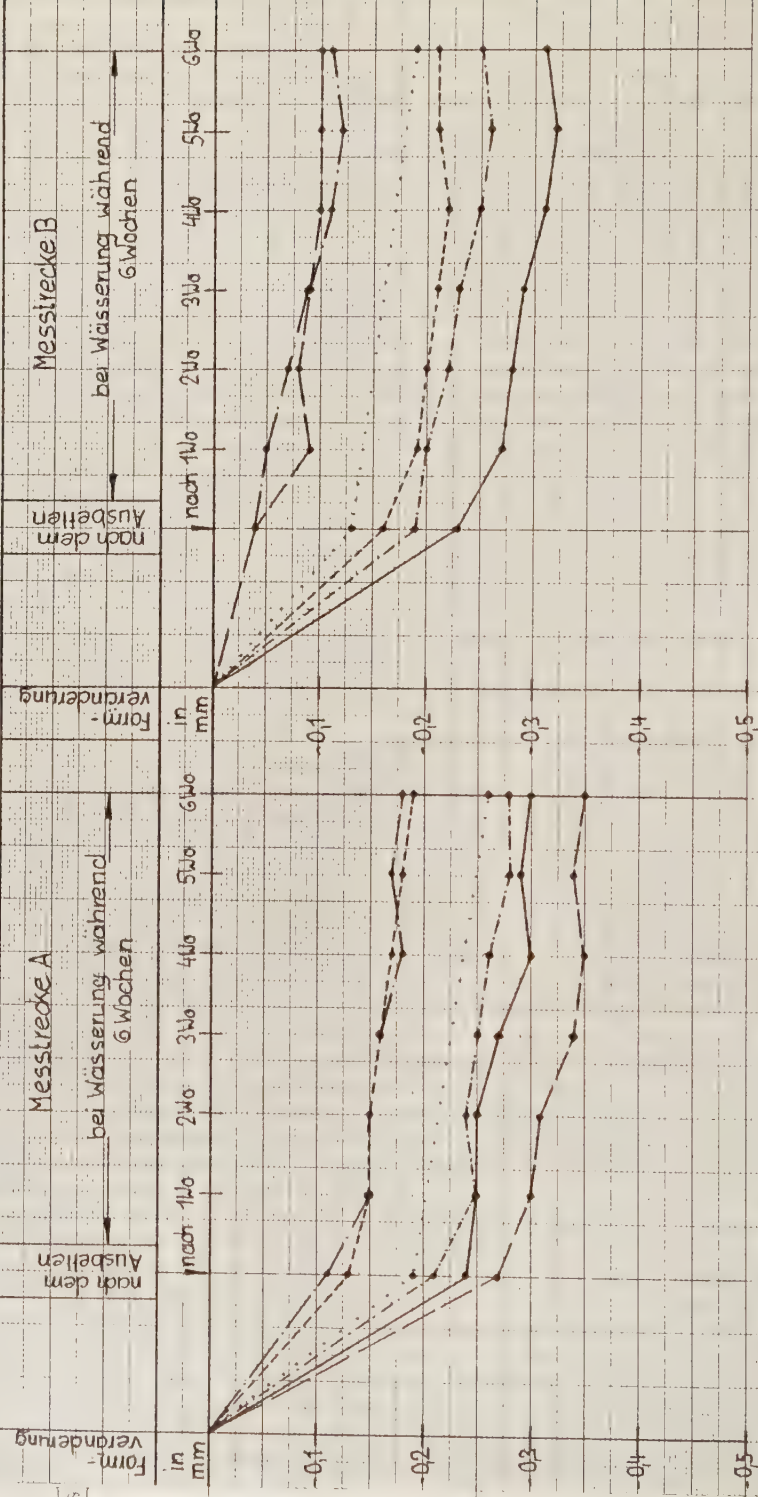
-0,3

Prüfprothese I — III — V

II — IV — Durchschnitt



Resilit I-V

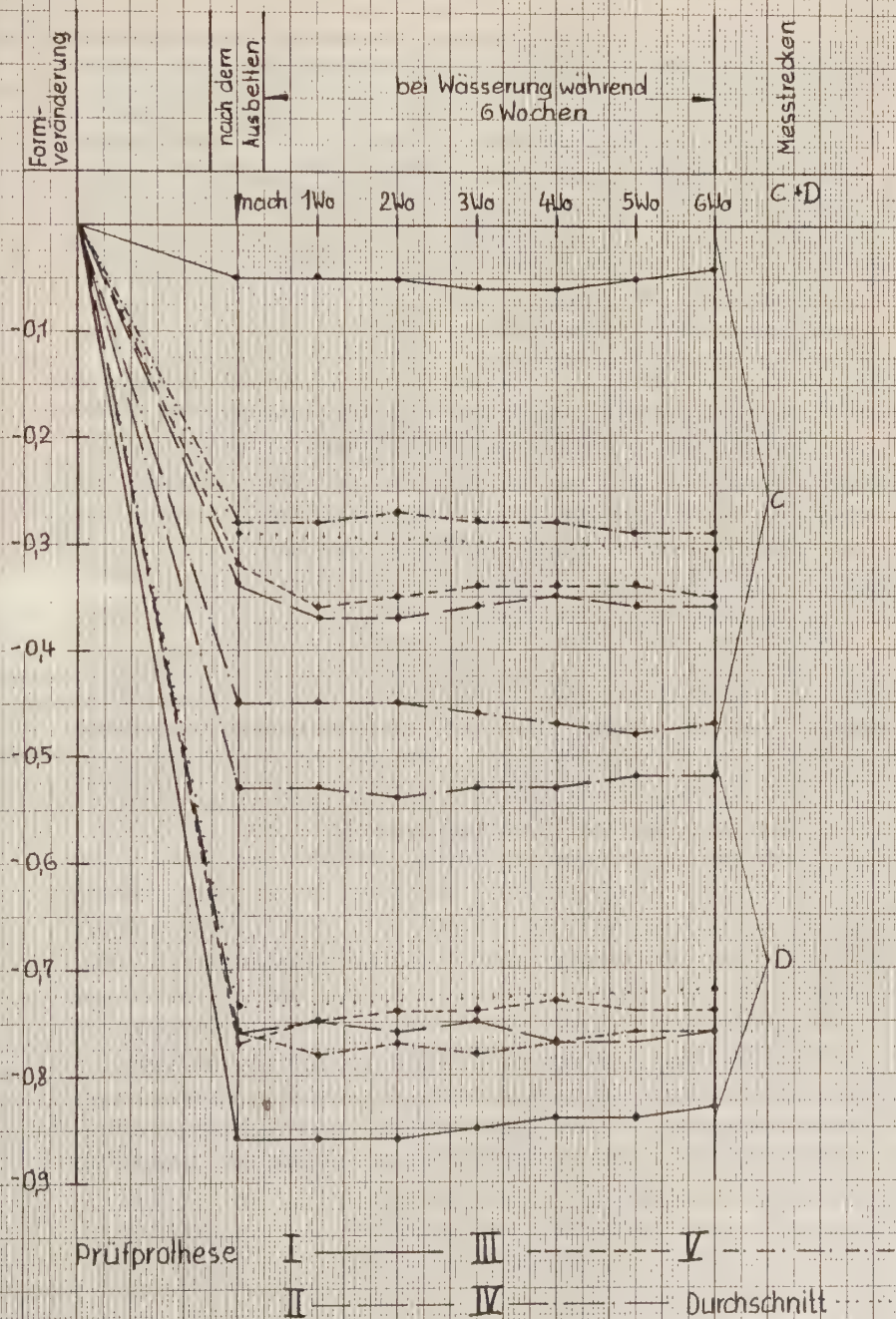


Prüfprothese I — III — V
II — IV — Durchschnitt

Resilit I-V

Messrecken C und D

Seite 57



V Diskussion der Ergebnisse

A Allgemeiner Teil

Warum ist eigentlich ein stabiles Formverhalten von der Wachsprothese bis zum Endprodukt so wichtig?

Für eine funktionsfähige Prothese sind zwei Faktoren von Bedeutung: Die Gestaltung

1. der Okklusion,
2. der Basis.

Bei technisch bedingten Okklusionsfehlern kann man sicherlich reokkludieren und im Artikulator einschleifen. Das aber verlangt neben erhöhtem Zeitaufwand entsprechende Kenntnisse, will man nicht das Höcker-Fissurenrelief beschädigen. Kaum zu beseitigen sind dagegen Infra-okklusionen, die beim Prothesengießverfahren sowie bei Luexene 44 entstehen können.

Unter den Formfehlern der Prothesenbasis sind die gröberen wohl die ungefährlicheren, da sie sich als Druckstellen äußern und zwangsläufig beseitigt werden. Unbemerkt bleiben dagegen geringe Formveränderungen. Nach JANKE (20) führt schon die Schrumpfung lateraler Prothesenteile um $1/3$ mm zu Durchblutungsstörungen der Schleimhaut und damit auf längere Sicht zum Kieferkammchwund.

Hier möchte ich noch einige ungeklärte Fragen anschnitten, die sich naturgemäß mehr auf das neuere Gießharzverfahren beziehen.

Wie oben erwähnt, wird bei dieser Technik die Protheseninnen- und außenseite unterschiedlich isoliert, nämlich durch Doubliermasse oral und durch Alginatlösung auf der Griffseite. SCHWICKERATH (38) stellt nach seinen Versuchen hierzu fest, "daß die im Gießverfahren hergestellten Prüfkörper das gleiche Verhalten zeigen wie die, bei denen eine Seite mit Zinnfolie, die andere mit Alginat isoliert wird". Die Doubliermassenseite soll dabei der Zinnfolien-seite entsprechen.

Zur Erklärung muß gesagt werden, daß die Zinnfolie an sich als das ideale Isoliermittel gilt, aber schwer applizierbar ist. So versuchte man, sie wenigstens partienweise zur Abgrenzung gegen den Gips zu verwenden. UHLIG (45) empfahl nur die Auslegung des Kuvettenkonters mit Zinnfolie und versprach sich davon eine Lenkung der Kunststoffkontraktion zum Modell hin, da sich der schrumpfende Kunststoff leicht von der Folie abheben kann, sich aber mit dem Gipsmodell verzahnt.

MARX (23) stellt aber fest, "daß es bei gleichzeitiger Anwendung von verschiedenen Isoliermitteln, z. B. Zinnfolie und Alginatfolie zu starken Spannungen im Werkstück kommt, welche Formveränderungen desselben hervorrufen". Er zeigte, daß sich völlig ebene Platten als Modellkörper bei zweierlei Isolierung durch Strukturdifferenzen verbiegen: Die homogenere Zinnfolie wird konvex, die mit Alginat bestrichene Seite konkav gebogen. Da die homogenere dichtere Seite die quellfähigere ist (21), wird sich das beschriebene Bild bei Wässerung noch verstärken.

Beim Vergleich dieser Bedingungen mit denen der Gießharztechnik kann ich SCHWICKERATH nicht ganz folgen. Denn im Gegensatz zur Doubliermasse, die sogar Wasser ausschwitzt, hält doch die Zinnfolie jeglichen Wassereinfluß vom Kunststoff fern, was sich ohne Zweifel auf dessen Strukturbildung auswirkt. Deshalb kann man schließen, daß die Strukturdifferenzen zwischen den mit Doubliermasse und Alginat isolierten Flächen eines Werkstücks nicht so hoch sein können, wie solche, die bei Zinnfolien- und Alginatisolierung auftreten.

Eher werden aber die theoretischen Bedingungen einer Schrumpfungslenkung nach UHLIG erfüllt. Der Kunststoff löst sich bei der Kontraktion leicht von der Doubliermasse, verzahnt sich aber am Gipsmodell. Dabei wird die Okklusion allerdings nicht so exakt geführt wie bei der Gipseinbettung.

Weiterhin muß ich nach meinen Versuchsergebnissen einer These BAWENDI's widersprechen. Er meint (5), daß die distobuccalen Prothesenränder durch die Tendenz zur Aufbiegung den größten Teil der Polymerisations-schrumpfung kompensieren und dadurch eine geringere Formänderung bei der Messung vortäuschen.

Wenn das stimmte, müßten die Schrumpfungswerte der Meßstrecke "C" von Molar zu Molar erkennbar höher liegen, als die der Meßstrecke "D" zwischen den distobuccalen Prothesenrändern. Nach meinen Messungen ist aber das Gegenteil der Fall: Die Meßstrecke "D" verkürzt sich oft noch stärker als "C".

Auch das Problem der Bißhöhe soll kurz angeschnitten werden. Da offenbar eine mit Sicherheit exakte Wiedergabe der Bißhöhe bei keinem der untersuchten Verfahren möglich ist, stellt sich die Frage, ob eher eine leichte Bißsenkung (wie bei der Gießharztechnik mit parallellwandiger Modellsockelung und bei Luxene 44) oder eine leichte Bißhebung wie bei den übrigen Techniken toleriert werden kann. Nach meiner Ansicht ist nur die Bißhebung tragbar, da sie durch Reokkludieren korrigiert werden kann. Aus diesem Grunde halte ich die schrägwandige Modellsockelung bei der Gießharztechnik für notwendig (s. Seite 23), da sie den verarbeitungsbedingten Volumenschwund des Gießharzes mindestens teilweise ausgleicht.

Schließlich bleibt noch eine weitere ungeklärte Frage, ob und wie chemische Reaktionen zwischen Hydrokolloiden und Gießkunststoffen ablaufen, und wie sie sich auf das Formverhalten der Prothesen auswirken könnten.

B Diskussion, spezieller Teil

Bei den untersuchten Kunststoffen lassen sich zwei große Gruppen unterscheiden, deren Einzelglieder ein ähnliches Formverhalten aufweisen:

Gruppe 1 : die Warm- und Kaltplaste Paladon 65 und Palapress einerseits;

Gruppe 2 : die Gießkunststoffe Ivocast, Duraflow-Porit, Palacast, Resilit andererseits;

davon grenzen sich mit jeweils völlig eigenem Formverhalten die beiden Spritzkunststoffe Luxene 44 und PVS-H ab.

Gruppe 1: Paladon 65 und Palapress weisen in Meßstrecke "A" und "B" eine deutliche Bißerhöhung auf, die durch die Art der Einbettung in Verbindung mit dem Preßdruck zu erklären ist. Bei Palapress fällt die Bißerhöhung deutlich stärker aus, da hier ja keine Probepressung mit Entfernung der Preßfahne durchgeführt werden kann, weil der Preßvorgang innerhalb der "plastischen Phase" (s. Seite 10) beendet sein muß.

Ein Unterschied zwischen der Seite mit höherer und der mit geringerer Bißhöhe ist nicht feststellbar, wenn auch - besonders bei Palapress - die Werte der Meßstrecke "B" also der Seite mit niedriger Bißhöhe stärker streuen.

Die Meßstrecken "C" und "D" verkürzen sich bei beiden Kunststoffen weniger als bei allen anderen geprüften Fabrikaten, wobei Palapress unmittelbar nach dem Ausbetten besonders günstig abschneidet. Dieser Vorsprung wird aber teilweise wieder eingebüßt durch eine etwas stärkere Schrumpfung bei der Wässerung. An beiden Kunststoffen verkürzen sich die Meßstrecken während der Wasserlagerung in geringem Maße mit Ausnahme von "C" bei Paladon.

Gruppe 2: Die von anderen Autoren beschriebene Bißsenkung bei den Gießharzen ist bei meinen Versuchen nicht ausgeprägt vorhanden bzw. sogar ins Gegenteil verkehrt, was auf eine besondere Ausformung des Gipsmodells (s. Seite 23) zurückzuführen ist. So finden wir bei Palacast nach dem Anbetten eine sehr geringe, bei Ivocast sogar eine dem Paladon 65 vergleichbare Bißerhöhung. Duraflow-Porit dagegen läßt - ob normal verarbeitet oder im Schleuderversuch - eine geringe Bißsenkung erkennen, während diese einzig bei Resilit deutlich zu Tage tritt. Eindeutig unterschiedliches Verhalten zwischen Meßstrecke "A", also der von vorne herein höheren Bißhöhe und Meßstrecke "B" mit geringerer Bißhöhe, läßt sich bei keinem der Gießharze feststellen. Auffallend ist bei den gegossenen Prothesen, daß die Kurven aller Meßstrecken stark streuen, was wohl in erster Linie auf die nachgiebige Küvettenform zurückzuführen ist, die auftretenden Spannungen wenig Widerstand entgegensetzt. Nur bei Duraflow-Porit im Schleuderversuch liegen die Kurven relativ enger beisammen.

An der waagerechten Meßstrecke "C" (von Molar zu Molar) schneiden die Gießkunststoffe mit Ausnahme von Duraflow-Porit geringfügig schlechter ab als Paladon 65. An der waagerechten Meßstrecke "D" (zwischen den distobuccalen Prothesenenden) ist die Schrumpfung dagegen meist mehr als doppelt so groß wie bei Paladon 65. Das bedeutet, daß die Prothesenbasis bei Verwendung dieser Kunststoffe starken Verwerfungen unterliegt, die kaum zu tolerieren sind. Die ausgeprägte Streuung der Kurven läßt qualitativ sehr unterschiedliche Prothesen erwarten.

Einen Sonderfall stellt der Spritzguß PVS-H dar. Er ist der einzige geprüfte Kunststoff, bei dem zwischen Meßstrecke "A" und "B" eine deutliche Diskrepanz entsteht. Diese ist hier aber mit Sicherheit nicht durch die unterschiedliche Bißhöhe, also durch die verschieden dicken Kunststoffschichten zwischen Kieferkamm und Prothesenzahn zu erklären, sonst müßte die größere Formabweichung auf der Seite des dickeren Kunststoffs auftreten (durch unterschiedlich schnelle Erkaltung von Oberfläche und Innerem des Körpers, was zu nach innen gerichteten Spannungen führt). Bei den vorliegenden Versuchen ist das Gegenteil der Fall, die stärkere Formabweichung befindet sich an Meßstrecke "B", der Seite mit dünnerer Kunststoffschicht. Das deutet daraufhin, daß die Führung des Spritzkanals (der gleichwohl von der Firma Polyapress selbst angelegt wurde) hier eine Rolle gespielt hat.

Wir finden also bei PVS-H an Meßstrecke "A" ein neutrales formtreues Verhalten, an "B" eine deutlich erkennbare Bißerhöhung, allerdings nicht so stark wie bei Paladon. An der Meßstrecke "C" schrumpft PVS-H etwas mehr als die meisten Gießharze, an "D" ist es diesen deutlich überlegen, erreicht aber nicht das Paladonniveau. Die Werte "nach dem Ausbetten" werden durch die 6-wöchige Wässerung kaum verändert.

Vielleicht lassen sich durch anders geführte Spritzkanäle bessere Ergebnisse erzielen, aber bei der Prothesenherstellung steht man unter Erfolgszwang und kann nicht wie in der industriellen Großserienproduktion verschiedene Kanalsysteme zuerst erproben.

Bei den im Schmelz-Preßverfahren hergestellten Luxene 44-Prothesen sind an Meßstrecke "A" und "B" gleichmäßige Bißsenkungen erkennbar, die auch nach Wässerung durch die geringe Wasseraufnahme des Kunststoffs nahezu gleich bleiben. An der Meßstrecke "C" entspricht Luxene 44 fast genau den Werten von Paladon 65, an "D" den Werten von PVS-H. Die Kurven bei Meßstrecke "A" und "B" streuen auffallend wenig, was auf eine stets gleichartige Formqualität bei der Prothesenherstellung hindeutet.

VI Zusammenfassung

=====

In vorliegender Arbeit wurde das Formverhalten der Gießkunststoffe Duraflow-Porit, Ivocast, Palacast, Resilit und der Spritzkunststoffe Lurene 4h und PVS-II untersucht. Vergleichswerte lieferten repräsentative Vertreter der Heiß- und Kaltpolymerisate Paladen 65 und Palapress. Die Messungen wurden an bezahnten Oberkieferprothesen mit einem Digitaltaster vorgenommen, was Erkenntnisse über Bißerhöhungen und Bißsenkungen, transversale Veränderungen in Okklusion und an der Prothesenbasis nach Herstellung und während Wasserlagerung der Prothesen erbrachte.

Die Messungen:

In der Vertikalen wurden zwei verschiedene Bißhöhen gemessen, einmal mit dünner, einmal mit um 3 mm dickerer Kunststoffschicht zwischen erstem Molar und Kieferkamm.

In der Transversalen wurden zwei Distanzen gemessen, nämlich die vom ersten Molar links zum ersten Molar rechts und die zwischen den beiden distobuccalen Prothesenenden.

Die Ergebnisse:

Sämtliche Prüfprothesen der untersuchten Kunststoffe erlitten im Verlauf ihrer Herstellung und Wässerung nicht unerhebliche Formveränderungen im Vergleich zu ihrem Wachsmoell. Die Meßstrecken veränderten sich jedoch in keinem Fall mehr als 1 mm. Die Inkongruenzen der Wachs- und Kunststoffprothesen sind hauptsächlich auf drei Faktoren zurückzuführen:

1. auf thermische Einwirkung bei der Herstellung,
2. auf die Art der Einbettung,
3. auf die chemisch-physikalischen Eigenschaften der Kunststoffe selbst, wobei besonders das Quellungsvermögen Beachtung verdient.

Es zeigte sich, daß die unterschiedlichen Bißhöhen links und rechts beim Wachsmo­dell die herstellungsbedingten Bißerhö­hungen und Bißsenkungen nicht wesentlich beeinflußten.

Die in der Literatur beschriebene Bißsenkung bei den Gießharzmaterialien konnte durch eine spezielle Gipsmodellgestaltung großenteils ausgeglichen werden: So wurden bei dieser Technik - je nach Fabrikat - geringfügige Bißsenkungen und sogar leichte Bißerhö­hungen gemessen. Ebenfalls Bißerhö­hungen zeigten Paladon 65 und Palapress, aber auch PVS-H auf der dem Gußkanal gegenüberliegenden Seite, während Luxene 44 eine leichte Bißsenkung aufwies.

Bei der Messung der Distanz zwischen den beiden ersten Molaren lagen Vertreter aller vier geprüften Techniken fast gleichwertig in der Spitzengruppe: Palapress, Duraflex-Porit, Luxene 44, Paladon 65; die anderen Materialien schrumpften stärker.

Deutliche Unterschiede ergaben sich an der Prothesenbasis (Messung zwischen den distobuccalen Prothesenenden). Kalt- und Heißpolymerisat schrumpften ver­hältnismäßig wenig, gefolgt von Spritzgieß- und Spritzpreßkunststoff. Deutlich stärker schrumpften hier die gießbaren Kunststoffe.

Eine Rangliste der geprüften Kunststoffe läßt sich auf Grund der Meßwerte nicht objektiv aufstellen. Als entscheidendes Ergebnis wird aber deutlich: Die mittels Stopfpreßtechnik erzielte Formtreue wurde weder durch die Spritzgieß- und Spritzpreßtechnik noch durch die Gießharztechnik erreicht. (Die Bißerhöhung der gepreßten Prothese kann durch Reakkudieren ausgeglichen werden.)

Innerhalb der gießbaren Kunststoffe schrumpfte Ivocast am geringsten, dennoch kann man die Gießharze vom Gesichtspunkt der Formtreue aus nicht uneingeschränkt empfehlen.

Ein Zusatzversuch, bei dem Duraflo-Perit in die Kuvette eingeschleudert wurde, brachte im Vergleich mit der normalen Herstellungsweise keine neuen Aspekte.

VII Anhang

=====

Die Ergebnisse in tabellarischer Form

Anmerkungen hierzu:

1. Die Meßstrecke

- "A" gibt die Bißhöhe links,
- "B" die Bißhöhe rechts,
- "C" die Distanz zwischen den ersten Molaren,
- "D" die Distanz zwischen den distobuccalen Prothesenenden an.

2. Folgende Meßwerte sind angegeben:

unter a) die Werte der Wachsprothesen

b) die Werte der Kunststoffprothesen unmittelbar nach dem Ausbetten

c - h) die Werte während Wässerung, gemessen im wöchentlichen Rythmus

i) die Wertedifferenz zwischen Wachs- und Kunststoffprothese (vor Wässerung)

j) die Wertedifferenz zwischen Beginn und Ende der Wasserlagerung

k) die Gesamtwertedifferenz zwischen Wachsprothese und Endprodukt nach Wässerung.

3. Die Messungen in Wachs wurden unmittelbar vor dem Einbetten, die in Kunststoff unmittelbar nach dem Ausbetten vorgenommen. Gießharzprothesen wurden nach Entnahme aus dem Druckgefäß 12 Stunden auf dem Modell belassen und dann gemessen.

4. Die einzelnen Meßwerte stellen Durchschnittswerte aus drei Messungen bei den Wachsprothesen und fünf Messungen bei den Kunststoffprothesen pro Meßstrecke dar (in mm).

5. Die Bißhöhe ist in Realwerten angegeben (also jeweils abzüglich 1,5 mm, die sich durch die Gestaltung der Meßmarkierungen ergaben).

6. Bei den transversalen Strecken sind die gemessenen Werte angegeben (also ohne Berücksichtigung des Zu- bzw. Ab- schlags durch die Meßmarkierungen).

Paladon I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,96	7,61	48,88	65,69
b) an Kunststoffprothese	11,26	7,82	48,67	65,37
c) 1. Woche Wässerung	11,24	7,81	48,67	65,33
d) 2. Woche "	11,23	7,80	48,65	65,34
e) 3. Woche "	11,23	7,78	48,65	65,32
f) 4. Woche "	11,22	7,77	48,65	65,32
g) 5. Woche "	11,22	7,77	48,65	65,32
h) 6. Woche "	11,22	7,77	48,65	65,32

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,28	+0,21	-0,21	-0,32
j) während Wässerung	-0,04	-0,05	-0,02	-0,05
k) Summe	+0,24	+0,16	-0,23	-0,37

Paladon II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,47	7,42	48,03	66,32
b) an Kunststoffprothese	10,75	7,74	47,89	66,08
c) 1. Woche Wässerung	10,76	7,73	47,89	66,04
d) 2. Woche "	10,75	7,73	47,89	66,01
e) 3. Woche "	10,75	7,70	47,90	66,01
f) 4. Woche "	10,74	7,69	47,91	65,99
g) 5. Woche "	10,73	7,69	47,91	65,99
h) 6. Woche "	10,74	7,69	47,91	65,99

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,28	+0,32	-0,14	-0,24
j) während Wässerung	-0,01	-0,05	+0,02	-0,09
k) Summe	+0,27	+0,27	-0,12	-0,33

Paladon III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,71	7,70	49,62	65,82
b) an Kunststoffprothese	10,98	8,00	49,37	65,64
c) 1. Woche Wässerung	10,94	7,98	49,36	65,62
d) 2. Woche "	10,93	7,97	49,36	65,61
e) 3. Woche "	10,89	7,94	49,36	65,61
f) 4. Woche "	10,89	7,92	49,36	65,59
g) 5. Woche "	10,89	7,91	49,36	65,60
h) 6. Woche "	10,89	7,90	49,35	65,60

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,27	+0,30	-0,25	-0,22
j) während Wässerung	-0,09	-0,10	-0,02	-0,04
k) Summe	+0,18	+0,20	-0,27	-0,26

Paladon IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,56	7,43	48,82	65,76
b) an Kunststoffprothese	10,79	7,71	48,61	65,49
c) 1. Woche Wässerung	10,76	7,70	48,61	65,46
d) 2. Woche "	10,76	7,68	48,60	65,47
e) 3. Woche "	10,75	7,66	48,61	65,46
f) 4. Woche "	10,75	7,66	48,61	65,46
g) 5. Woche "	10,75	7,66	48,60	65,46
h) 6. Woche "	10,75	7,66	48,60	65,46

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,23	+0,28	-0,21	-0,27
j) während Wässerung	-0,04	-0,05	-0,01	-0,03
k) Summe	+0,19	+0,23	-0,22	-0,30

Paladon V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,32	7,23	48,54	65,81
b) an Kunststoffprothese	10,57	7,49	48,35	65,55
c) 1. Woche Wässerung	10,55	7,49	48,34	65,52
d) 2. Woche "	10,53	7,49	48,35	65,52
e) 3. Woche "	10,52	7,47	48,35	65,51
f) 4. Woche "	10,51	7,47	48,34	65,48
g) 5. Woche "	10,50	7,47	48,35	65,48
h) 6. Woche "	10,50	7,47	48,34	65,48

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,25	+0,26	-0,19	-0,26
j) während Wässerung	-0,07	-0,02	-0,01	-0,07
k) Summe	+0,18	+0,24	-0,20	-0,33

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	+0,26	+0,28	-0,20	-0,26
während Wässerung	-0,05	-0,06	-0,01	-0,06
Summe	+0,21	+0,22	-0,21	-0,32

Palapress I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,86	7,02	48,48	66,32
b) an Kunststoffprothese	11,18	7,40	48,47	66,08
c) 1. Woche Wässerung	11,17	7,39	48,47	66,04
d) 2. Woche "	11,15	7,39	48,45	65,99
e) 3. Woche "	11,15	7,40	48,44	66,01
f) 4. Woche "	11,16	7,39	48,45	66,02
g) 5. Woche "	11,15	7,38	48,45	66,00
h) 6. Woche "	11,15	7,38	48,45	66,00

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,32	+0,38	-0,01	-0,24
j) während Wässerung	-0,03	-0,02	-0,02	-0,08
k) Summe	+0,29	+0,36	-0,03	-0,32

Palapress II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,31	7,15	49,58	66,74
b) an Kunststoffprothese	10,72	7,48	49,44	66,52
c) 1. Woche Wässerung	10,70	7,47	49,43	66,49
d) 2. Woche "	10,68	7,48	49,45	66,46
e) 3. Woche "	10,68	7,50	49,44	66,46
f) 4. Woche "	10,70	7,48	49,43	66,47
g) 5. Woche "	10,69	7,49	49,44	66,47
h) 6. Woche "	10,70	7,49	49,44	66,47

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,41	+0,33	-0,14	-0,22
j) während Wässerung	-0,02	+0,01	0,00	-0,05
k) Summe	+0,39	+0,34	-0,14	-0,27

Palapress III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,13	7,66	49,12	66,01
b) an Kunststoffprothese	10,59	8,12	48,90	65,89
c) 1. Woche Wässerung	10,56	8,08	48,89	65,83
d) 2. Woche "	10,55	8,07	48,84	65,81
e) 3. Woche "	10,54	8,06	48,85	65,80
f) 4. Woche "	10,54	8,06	48,86	65,81
g) 5. Woche "	10,54	8,05	48,85	65,82
h) 6. Woche "	10,54	8,05	48,86	65,82

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,46	+0,46	-0,22	-0,12
j) während Wässerung	-0,05	-0,07	-0,04	-0,07
k) Summe	+0,41	+0,39	-0,26	-0,19

Palapress IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,18	6,83	48,88	67,52
b) an Kunststoffprothese	10,51	7,04	48,82	67,50
c) 1. Woche Wässerung	10,50	7,03	48,74	67,45
d) 2. Woche "	10,49	7,03	48,73	67,44
e) 3. Woche "	10,49	7,02	48,73	67,45
f) 4. Woche "	10,50	7,02	48,72	67,44
g) 5. Woche "	10,50	7,02	48,73	67,46
h) 6. Woche "	10,49	7,02	48,73	67,45

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,33	+0,21	-0,06	-0,02
j) während Wässerung	-0,02	-0,02	-0,09	-0,05
k) Summe	+0,31	+0,19	-0,15	-0,07

Palapress V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,34	7,06	49,95	66,43
b) an Kunststoffprothese	10,68	7,30	49,85	66,30
c) 1. Woche Wässerung	10,68	7,27	49,82	66,27
d) 2. Woche "	10,68	7,24	49,78	66,26
e) 3. Woche "	10,66	7,23	49,79	66,26
f) 4. Woche "	10,65	7,22	49,78	66,25
g) 5. Woche "	10,66	7,24	49,77	66,25
h) 6. Woche "	10,65	7,22	49,77	66,26

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,34	+0,24	-0,10	-0,13
j) während Wässerung	-0,03	-0,08	-0,08	-0,04
k) Summe	+0,31	+0,16	-0,18	-0,17

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	+0,37	+0,32	-0,11	-0,15
während Wässerung	-0,03	-0,04	-0,05	-0,06
Summe	+0,34	+0,28	-0,16	-0,21

Luxene 44 I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,70	8,12	47,64	66,15
b) an Kunststoffprothese	10,52	7,89	47,59	65,59
c) 1. Woche Wässerung	10,51	7,87	47,59	65,60
d) 2. Woche "	10,51	7,89	47,57	65,59
e) 3. Woche "	10,52	7,87	47,58	65,57
f) 4. Woche "	10,51	7,87	47,57	65,56
g) 5. Woche "	10,50	7,87	47,56	65,55
h) 6. Woche "	10,51	7,86	47,56	65,55

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,18	-0,23	-0,05	-0,56
j) während Wässerung	-0,01	-0,03	-0,03	-0,04
k) Summe	-0,19	-0,26	-0,08	-0,60

Luxene 44 II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,96	8,21	48,19	66,46
b) an Kunststoffprothese	10,76	7,98	47,92	65,99
c) 1. Woche Wässerung	10,75	7,99	47,93	66,00
d) 2. Woche "	10,74	7,98	47,91	65,98
e) 3. Woche "	10,74	7,98	47,91	65,97
f) 4. Woche "	10,75	7,97	47,91	65,96
g) 5. Woche "	10,74	7,96	47,91	65,96
h) 6. Woche "	10,74	7,97	47,91	65,95

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,20	-0,23	-0,27	-0,47
j) während Wässerung	-0,02	-0,01	-0,01	-0,04
k) Summe	-0,22	-0,24	-0,28	-0,51

Luxene 44 III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,16	7,44	47,05	65,31
b) an Kunststoffprothese	9,98	7,30	46,89	64,77
c) 1. Woche Wässerung	9,96	7,24	46,91	64,77
d) 2. Woche "	9,98	7,23	46,90	64,75
e) 3. Woche "	9,97	7,22	46,89	64,76
f) 4. Woche "	9,98	7,22	46,89	64,76
g) 5. Woche "	9,98	7,22	46,89	64,76
h) 6. Woche "	9,97	7,22	46,89	64,76

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,18	-0,14	-0,16	-0,54
j) während Wässerung	-0,01	-0,08	0,00	-0,01
k) Summe	-0,19	-0,22	-0,16	-0,55

Luxene 44 IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,22	7,74	47,09	65,15
b) an Kunststoffprothese	10,01	7,56	46,84	64,74
c) 1. Woche Wässerung	9,99	7,56	46,84	64,74
d) 2. Woche "	9,98	7,55	46,82	64,74
e) 3. Woche "	9,99	7,54	46,82	64,72
f) 4. Woche "	9,98	7,54	46,82	64,71
g) 5. Woche "	9,98	7,54	46,82	64,70
h) 6. Woche "	9,98	7,54	46,82	64,68

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,21	-0,18	-0,25	-0,41
j) während Wässerung	-0,03	-0,02	-0,02	-0,06
k) Summe	-0,24	-0,20	-0,27	-0,47

Luxene 44 V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,52	7,46	47,82	66,24
b) an Kunststoffprothese	10,32	7,28	47,63	65,74
c) 1. Woche Wässerung	10,30	7,28	47,62	65,70
d) 2. Woche "	10,31	7,27	47,63	65,68
e) 3. Woche "	10,30	7,26	47,62	65,68
f) 4. Woche "	10,30	7,25	47,62	65,68
g) 5. Woche "	10,30	7,25	47,62	65,68
h) 6. Woche "	10,29	7,25	47,62	65,68

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,20	-0,18	-0,19	-0,50
j) während Wässerung	-0,03	-0,03	-0,01	-0,06
k) Summe	-0,23	-0,21	-0,20	-0,56

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	-0,19	-0,19	-0,18	-0,50
während Wässerung	-0,02	-0,03	-0,01	-0,04
Summe	-0,21	-0,23	-0,20	-0,54

PVS-II I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachspothese	10,51	7,18	48,11	66,08
b) an Kunststoffprothese	10,71	7,53	47,72	65,75
c) 1. Woche Wässerung	10,70	7,52	47,67	65,73
d) 2. Woche "	10,69	7,52	47,68	65,72
e) 3. Woche "	10,67	7,53	47,68	65,72
f) 4. Woche "	10,67	7,53	47,69	65,72
g) 5. Woche "	10,67	7,53	47,69	65,72
h) 6. Woche "	10,67	7,53	47,68	65,72

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,20	+0,35	-0,39	-0,33
j) während Wässerung	-0,04	0,00	-0,04	-0,03
k) Summe	+0,16	+0,35	-0,43	-0,36

PVS-II II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachspothese	10,71	6,95	48,50	67,12
b) an Kunststoffprothese	10,72	7,13	48,20	66,81
c) 1. Woche Wässerung	10,70	7,12	48,18	66,79
d) 2. Woche "	10,69	7,10	48,16	66,80
e) 3. Woche "	10,66	7,09	48,17	66,79
f) 4. Woche "	10,65	7,09	48,18	66,79
g) 5. Woche "	10,66	7,09	48,17	66,79
h) 6. Woche "	10,66	7,09	48,17	66,79

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,01	+0,18	-0,30	-0,31
j) während Wässerung	-0,06	-0,04	-0,03	-0,02
k) Summe	-0,05	+0,14	-0,33	-0,33

PVS-II III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,94	7,51	47,78	66,79
b) an Kunststoffprothese	10,91	7,76	47,33	66,36
c) 1. Woche Wässerung	10,90	7,73	47,33	66,32
d) 2. Woche "	10,88	7,70	47,33	66,31
e) 3. Woche "	10,86	7,71	47,32	66,33
f) 4. Woche "	10,86	7,70	47,32	66,33
g) 5. Woche "	10,85	7,71	47,32	66,33
h) 6. Woche "	10,86	7,71	47,32	66,33

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,03	+0,25	-0,45	-0,43
j) während Wässerung	-0,05	-0,05	-0,01	-0,03
k) Summe	-0,08	+0,20	-0,46	-0,46

PVS-II IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,19	6,97	48,85	66,41
b) an Kunststoffprothese	10,38	7,16	48,48	65,93
c) 1. Woche Wässerung	10,36	7,15	48,44	65,89
d) 2. Woche "	10,35	7,14	48,44	65,90
e) 3. Woche "	10,35	7,14	48,44	65,91
f) 4. Woche "	10,34	7,15	48,44	65,91
g) 5. Woche "	10,34	7,15	48,44	65,90
h) 6. Woche "	10,34	7,15	48,44	65,91

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,19	+0,19	-0,37	-0,48
j) während Wässerung	-0,04	-0,01	-0,04	-0,02
k) Summe	+0,15	+0,18	-0,41	-0,50

PVS-II V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,39	7,07	48,83	66,66
b) an Kunststoffprothese	10,48	7,32	48,42	66,23
c) 1. Woche Wässerung	10,47	7,30	48,40	66,20
d) 2. Woche "	10,46	7,29	48,40	66,20
e) 3. Woche "	10,45	7,29	48,39	66,21
f) 4. Woche "	10,44	7,28	48,40	66,20
g) 5. Woche "	10,45	7,29	48,40	66,20
h) 6. Woche "	10,45	7,29	48,40	66,20

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,09	+0,25	-0,41	-0,43
j) während Wässerung	-0,03	-0,03	-0,02	-0,03
k) Summe	+0,06	+0,22	-0,43	-0,46

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	+0,09	+0,24	-0,38	-0,40
während Wässerung	-0,04	-0,02	-0,03	-0,02
Summe	+0,05	+0,22	-0,41	-0,42

Duraflo-Porit I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,82	7,01	49,98	66,19
b) an Kunststoffprothese	10,85	6,96	49,98	65,60
c) 1. Woche Wässerung	10,82	6,96	49,93	65,57
d) 2. Woche "	10,80	6,94	49,91	65,57
e) 3. Woche "	10,80	6,92	49,90	65,58
f) 4. Woche "	10,79	6,90	49,90	65,59
g) 5. Woche "	10,77	6,89	49,90	65,59
h) 6. Woche "	10,76	6,87	49,90	65,60

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,03	-0,05	0,00	-0,59
j) während Wässerung	-0,09	-0,09	-0,08	0,00
k) Summe	-0,06	-0,14	-0,08	-0,59

Duraflo-Porit II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,52	7,08	48,63	66,65
b) an Kunststoffprothese	10,17	6,81	48,69	66,12
c) 1. Woche Wässerung	10,15	6,80	48,66	66,10
d) 2. Woche "	10,12	6,78	48,65	66,09
e) 3. Woche "	10,12	6,75	48,65	66,10
f) 4. Woche "	10,12	6,73	48,66	66,12
g) 5. Woche "	10,11	6,69	48,66	66,12
h) 6. Woche "	10,12	6,70	48,66	66,12

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,35	-0,27	+0,06	-0,53
j) während Wässerung	-0,05	-0,11	-0,03	0,00
k) Summe	-0,40	-0,38	+0,03	-0,53

Duraflow-Porit III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachspothese	10,69	7,47	49,82	66,81
b) an Kunststoffprothese	10,70	7,55	49,45	66,08
c) 1. Woche Wässerung	10,69	7,54	49,43	66,04
d) 2. Woche "	10,67	7,53	49,42	66,03
e) 3. Woche "	10,66	7,49	49,40	66,02
f) 4. Woche "	10,65	7,48	49,41	66,04
g) 5. Woche "	10,63	7,47	49,42	66,06
h) 6. Woche "	10,62	7,46	49,42	66,06

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,01	+0,08	-0,37	-0,73
j) während Wässerung	-0,08	-0,09	-0,03	-0,02
k) Summe	-0,07	-0,01	-0,40	-0,75

Duraflow-Porit IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachspothese	10,45	7,17	49,42	66,22
b) an Kunststoffprothese	10,38	7,11	49,20	65,58
c) 1. Woche Wässerung	10,36	7,11	49,19	65,56
d) 2. Woche "	10,34	7,10	49,17	65,53
e) 3. Woche "	10,35	7,08	49,17	65,54
f) 4. Woche "	10,32	7,06	49,17	65,54
g) 5. Woche "	10,31	7,06	49,18	65,55
h) 6. Woche "	10,30	7,06	49,18	65,55

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,07	-0,06	-0,22	-0,64
j) während Wässerung	-0,08	-0,05	-0,02	-0,03
k) Summe	-0,15	-0,11	-0,24	-0,67

Duraflow-Porit V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,62	7,09	48,81	65,88
b) an Kunststoffprothese	10,61	7,06	48,67	65,21
c) 1. Woche Wässerung	10,60	7,03	48,64	65,18
d) 2. Woche "	10,57	7,02	48,61	65,17
e) 3. Woche "	10,56	7,00	48,62	65,17
f) 4. Woche "	10,53	6,98	48,64	65,17
g) 5. Woche "	10,52	6,96	48,64	65,17
h) 6. Woche "	10,51	6,96	48,63	65,18

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,01	-0,03	-0,14	-0,67
j) während Wässerung	-0,10	-0,10	-0,04	-0,03
k) Summe	-0,11	-0,13	-0,18	-0,70

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	-0,08	-0,07	-0,13	-0,63
während Wässerung	-0,08	-0,09	-0,04	-0,02
Summe	-0,16	-0,16	-0,17	-0,65

Duraflow-Porit (im Schleuderversuch) I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,72	7,37	49,61	66,23
b) an Kunststoffprothese	10,67	7,33	49,39	65,49
c) 1. Woche Wässerung	10,64	7,31	49,39	65,47
d) 2. Woche "	10,62	7,31	49,38	65,46
e) 3. Woche "	10,62	7,30	49,38	65,46
f) 4. Woche "	10,61	7,28	49,38	65,47
g) 5. Woche "	10,60	7,28	49,37	65,47
h) 6. Woche "	10,60	7,27	49,37	65,47

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,05	-0,05	-0,22	-0,74
j) während Wässerung	-0,07	-0,06	-0,02	-0,02
k) Summe	-0,12	-0,11	-0,24	-0,76

Duraflow-Porit (im Schleuderversuch) II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,34	7,15	48,84	66,17
b) an Kunststoffprothese	10,26	7,04	48,58	65,57
c) 1. Woche Wässerung	10,24	7,02	48,56	65,55
d) 2. Woche "	10,24	7,01	48,56	65,54
e) 3. Woche "	10,24	6,09	48,56	65,55
f) 4. Woche "	10,23	6,08	48,56	65,55
g) 5. Woche "	10,23	6,09	48,56	65,56
h) 6. Woche "	10,22	6,09	48,56	65,56

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,08	-0,11	-0,26	-0,60
j) während Wässerung	-0,04	-0,05	-0,02	-0,01
k) Summe	-0,12	-0,16	-0,28	-0,61

Duraflow-Porit (im Schleuderversuch) III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,38	7,22	48,73	66,29
b) an Kunststoffprothese	10,34	7,19	48,42	65,51
c) 1. Woche Wässerung	10,33	7,18	48,41	65,49
d) 2. Woche "	10,33	7,18	48,41	65,48
e) 3. Woche "	10,33	7,17	48,40	65,49
f) 4. Woche "	10,32	7,17	48,40	65,49
g) 5. Woche "	10,31	7,16	48,41	65,50
h) 6. Woche "	10,31	7,16	48,41	65,50

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,04	-0,03	-0,31	-0,78
j) während Wässerung	-0,03	-0,03	-0,01	-0,01
k) Summe	-0,07	-0,06	-0,32	-0,79

Duraflow-Porit (im Schleuderversuch) IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,47	7,08	49,03	66,56
b) an Kunststoffprothese	10,46	7,06	48,58	65,77
c) 1. Woche Wässerung	10,44	7,05	48,57	65,75
d) 2. Woche "	10,43	7,05	48,56	65,74
e) 3. Woche "	10,42	7,04	48,56	65,75
f) 4. Woche "	10,42	7,03	48,57	65,76
g) 5. Woche "	10,42	7,04	48,57	65,76
h) 6. Woche "	10,41	7,03	48,57	65,77

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,01	-0,02	-0,45	-0,79
j) während Wässerung	-0,05	-0,03	-0,01	0,00
k) Summe	-0,06	-0,05	-0,46	-0,79

Duraflow-Porit (im Schleuderversuch) V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,73	7,42	48,91	66,70
b) an Kunststoffprothese	10,61	7,29	48,63	66,11
c) 1. Woche Wässerung	10,60	7,28	48,62	66,09
d) 2. Woche "	10,60	7,26	48,61	66,07
e) 3. Woche "	10,59	7,26	48,62	66,06
f) 4. Woche "	10,57	7,25	48,61	66,06
g) 5. Woche "	10,56	7,24	48,62	66,07
h) 6. Woche "	10,56	7,23	48,61	66,07

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,12	-0,13	-0,28	-0,59
j) während Wässerung	-0,05	-0,06	-0,02	-0,04
k) Summe	-0,17	-0,19	-0,30	-0,63

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	-0,07	-0,08	-0,30	-0,70
während Wässerung	-0,04	-0,03	-0,02	-0,02
Summe	-0,11	-0,11	-0,32	-0,72

Ivocast I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,37	7,13	49,22	66,42
b) an Kunststoffprothese	10,41	7,19	48,64	65,84
c) 1. Woche Wässerung	10,36	7,17	48,66	65,81
d) 2. Woche "	10,33	7,13	48,65	65,80
e) 3. Woche "	10,29	7,11	48,65	65,81
f) 4. Woche "	10,26	7,11	48,66	65,83
g) 5. Woche "	10,25	7,10	48,67	65,84
h) 6. Woche "	10,23	7,09	48,69	65,84

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,04	+0,06	-0,42	-0,56
j) während Wässerung	-0,18	-0,10	+0,05	0,00
k) Summe	-0,14	-0,04	-0,37	-0,56

Ivocast II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,11	7,02	49,51	67,33
b) an Kunststoffprothese	10,39	7,36	49,17	66,79
c) 1. Woche Wässerung	10,38	7,35	49,16	66,77
d) 2. Woche "	10,33	7,31	49,15	66,77
e) 3. Woche "	10,32	7,28	49,16	66,74
f) 4. Woche "	10,30	7,26	49,17	66,77
g) 5. Woche "	10,29	7,25	49,18	66,79
h) 6. Woche "	10,29	7,24	49,17	66,78

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,28	+0,34	-0,34	-0,54
j) während Wässerung	-0,10	-0,12	0,00	-0,01
k) Summe	+0,18	+0,22	-0,34	-0,55

Ivocast III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,50	7,00	49,66	67,41
b) an Kunststoffprothese	10,76	7,22	49,52	66,70
c) 1. Woche Wässerung	10,72	7,21	49,45	66,69
d) 2. Woche "	10,70	7,19	49,44	66,69
e) 3. Woche "	10,68	7,17	49,41	66,70
f) 4. Woche "	10,66	7,13	49,44	66,71
g) 5. Woche "	10,64	7,12	49,46	66,70
h) 6. Woche "	10,63	7,10	49,44	66,70

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,26	+0,22	-0,14	-0,71
j) während Wässerung	-0,13	-0,12	-0,08	0,00
k) Summe	+0,13	+0,10	-0,22	-0,71

Ivocast IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,94	7,24	49,30	66,63
b) an Kunststoffprothese	11,17	7,41	49,10	66,18
c) 1. Woche Wässerung	11,16	7,38	49,11	66,17
d) 2. Woche "	11,14	7,37	49,11	66,17
e) 3. Woche "	11,13	7,34	49,10	66,16
f) 4. Woche "	11,10	7,32	49,11	66,17
g) 5. Woche "	11,08	7,30	49,12	66,18
h) 6. Woche "	11,07	7,30	49,12	66,18

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,23	+0,17	-0,29	-0,45
j) während Wässerung	-0,10	-0,11	+0,02	0,00
k) Summe	+0,13	+0,06	-0,27	-0,45

Ivoca st V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,52	7,31	49,11	66,26
b) an Kunststoffprothese	10,78	7,50	48,79	65,77
c) 1. Woche Wässerung	10,71	7,46	48,77	65,73
d) 2. Woche "	10,72	7,45	48,77	65,70
e) 3. Woche "	10,68	7,42	48,76	65,72
f) 4. Woche "	10,68	7,39	48,78	65,73
g) 5. Woche "	10,67	7,38	48,78	65,73
h) 6. Woche "	10,68	7,38	48,78	65,73

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,26	+0,19	-0,32	-0,49
j) während Wässerung	-0,10	-0,12	-0,01	-0,04
k) Summe	+0,16	+0,07	-0,33	-0,53

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	+0,21	+0,20	-0,30	-0,55
während Wässerung	-0,14	-0,12	0,00	-0,01
Summe	+0,07	+0,08	-0,30	-0,56

Palacast I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,16	7,43	50,02	66,72
b) an Kunststoffprothese	10,12	7,38	49,84	66,13
c) 1. Woche Wässerung	10,06	7,34	49,81	66,11
d) 2. Woche "	10,05	7,33	49,78	66,10
e) 3. Woche "	10,03	7,31	49,77	66,10
f) 4. Woche "	10,01	7,31	49,78	66,11
g) 5. Woche "	10,00	7,31	49,77	66,11
h) 6. Woche "	9,99	7,30	49,77	66,10

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,04	-0,05	-0,18	-0,59
j) während Wässerung	-0,13	-0,08	-0,07	-0,03
k) Summe	-0,17	-0,13	-0,25	-0,62

Palacast II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,07	7,67	50,03	67,54
b) an Kunststoffprothese	10,23	7,82	49,53	66,62
c) 1. Woche Wässerung	10,17	7,80	49,47	66,57
d) 2. Woche "	10,15	7,78	49,49	66,58
e) 3. Woche "	10,11	7,76	49,48	66,57
f) 4. Woche "	10,10	7,74	49,47	66,57
g) 5. Woche "	10,09	7,73	49,47	66,57
h) 6. Woche "	10,09	7,73	49,47	66,57

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,16	+0,15	-0,50	-0,92
j) während Wässerung	-0,14	-0,09	-0,06	-0,05
k) Summe	+0,02	+0,06	-0,56	-0,97

Palacast III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,19	7,44	49,04	66,93
b) an Kunststoffprothese	10,36	7,61	48,70	66,15
c) 1. Woche Wässerung	10,34	7,55	48,73	66,13
d) 2. Woche "	10,35	7,53	48,64	66,12
e) 3. Woche "	10,32	7,53	48,64	66,12
f) 4. Woche "	10,29	7,51	48,63	66,13
g) 5. Woche "	10,28	7,49	48,64	66,12
h) 6. Woche "	10,29	7,49	48,64	66,13

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,17	+0,17	-0,34	-0,78
j) während Wässerung	-0,07	-0,12	-0,06	-0,02
k) Summe	+0,10	+0,05	-0,40	-0,80

Palacast IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,29	7,61	48,88	66,54
b) an Kunststoffprothese	10,33	7,70	48,52	65,81
c) 1. Woche Wässerung	10,33	7,67	48,46	65,77
d) 2. Woche "	10,30	7,63	48,45	65,77
e) 3. Woche "	10,27	7,62	48,46	65,78
f) 4. Woche "	10,25	7,60	48,45	65,77
g) 5. Woche "	10,24	7,60	48,46	65,76
h) 6. Woche "	10,23	7,58	48,46	65,76

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,04	+0,09	-0,36	-0,73
j) während Wässerung	-0,10	-0,12	-0,06	-0,05
k) Summe	-0,06	-0,03	-0,42	-0,78

Palacast V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,64	7,67	48,99	66,25
b) an Kunststoffprothese	10,78	7,84	48,58	65,51
c) 1. Woche Wässerung	10,77	7,80	48,54	65,49
d) 2. Woche "	10,74	7,77	48,53	65,47
e) 3. Woche "	10,71	7,76	48,54	65,46
f) 4. Woche "	10,69	7,74	48,53	65,47
g) 5. Woche "	10,67	7,71	48,53	65,47
h) 6. Woche "	10,65	7,70	48,53	65,46

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	+0,14	+0,17	-0,41	-0,74
j) während Wässerung	-0,13	-0,14	-0,05	-0,05
k) Summe	+0,01	+0,03	-0,46	-0,79

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	+0,09	+0,11	-0,36	-0,75
während Wässerung	-0,11	-0,11	-0,06	-0,04
Summe	-0,02	0,00	-0,42	-0,79

Resilit I

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,66	7,47	48,89	66,87
b) an Kunststoffprothese	10,42	7,24	48,84	66,01
c) 1. Woche Wässerung	10,41	7,20	48,84	66,01
d) 2. Woche "	10,41	7,19	48,84	66,01
e) 3. Woche "	10,39	7,18	48,83	66,02
f) 4. Woche "	10,36	7,16	48,83	66,03
g) 5. Woche "	10,37	7,15	48,84	66,03
h) 6. Woche "	10,36	7,16	48,85	66,04

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,24	-0,23	-0,05	-0,86
j) während Wässerung	-0,06	-0,08	+0,01	+0,03
k) Summe	-0,30	-0,31	-0,04	-0,83

Resilit II

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,96	7,14	48,82	66,20
b) an Kunststoffprothese	10,69	7,10	48,58	65,44
c) 1. Woche Wässerung	10,66	7,05	48,55	65,45
d) 2. Woche "	10,65	7,06	48,55	65,44
e) 3. Woche "	10,62	7,05	48,56	65,45
f) 4. Woche "	10,61	7,04	48,57	65,43
g) 5. Woche "	10,62	7,04	48,56	65,43
h) 6. Woche "	10,61	7,04	48,56	65,44

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,27	-0,04	-0,34	-0,76
j) während Wässerung	-0,08	-0,06	-0,02	0,00
k) Summe	-0,35	-0,10	-0,36	-0,76

Resilit III

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,56	7,83	49,10	66,52
b) an Kunststoffprothese	10,43	7,67	48,78	65,75
c) 1. Woche Wässerung	10,41	7,64	48,74	65,77
d) 2. Woche "	10,41	7,63	48,75	65,78
e) 3. Woche "	10,40	7,62	48,76	65,78
f) 4. Woche "	10,39	7,61	48,76	65,79
g) 5. Woche "	10,38	7,62	48,76	65,78
h) 6. Woche "	10,37	7,62	48,75	65,78

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,13	-0,16	-0,32	-0,77
j) während Wässerung	-0,06	-0,05	-0,03	+0,03
k) Summe	-0,19	-0,21	-0,35	-0,74

Resilit IV

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,17	7,67	48,68	66,59
b) an Kunststoffprothese	10,06	7,63	48,23	66,06
c) 1. Woche Wässerung	10,02	7,62	48,23	66,06
d) 2. Woche "	10,02	7,60	48,23	66,05
e) 3. Woche "	10,01	7,58	48,22	66,06
f) 4. Woche "	9,99	7,56	48,21	66,06
g) 5. Woche "	10,00	7,55	48,20	66,07
h) 6. Woche "	9,99	7,56	48,21	66,07

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,11	-0,04	-0,45	-0,53
j) während Wässerung	-0,07	-0,07	-0,02	+0,01
k) Summe	-0,18	-0,11	-0,47	-0,52

Resilit V

Meßstrecke	"A"	"B"	"C"	"D"
a) an Wachsprothese	10,36	7,82	48,84	66,50
b) an Kunststoffprothese	10,15	7,63	48,56	65,74
c) 1. Woche Wässerung	10,11	7,62	48,56	65,72
d) 2. Woche "	10,12	7,60	48,57	65,73
e) 3. Woche "	10,11	7,59	48,56	65,72
f) 4. Woche "	10,10	7,57	48,56	65,73
g) 5. Woche "	10,08	7,56	48,55	65,74
h) 6. Woche "	10,08	7,57	48,55	65,74

Formveränderungen an den Meßstrecken:

i) nach Ausbettung	-0,21	-0,19	-0,28	-0,76
j) während Wässerung	-0,07	-0,06	-0,01	0,00
k) Summe	-0,28	-0,25	-0,29	-0,76

Mittelwerte der Formveränderungen:

nach Ausbettung	-0,19	-0,13	-0,29	-0,74
während Wässerung	-0,07	-0,06	-0,02	+0,02
Summe	-0,26	-0,19	-0,31	-0,72

VIII Literaturverzeichnis

=====

1. ANDERES, T. Über die Paßform von Kunst-
 stoffprothesen
 Schweiz. Mschr. Zahnheilk.
 Bd. 62, 531 (1952)
2. ANTHONY, D. Dimensional accuracy of various
 PEYTON, F. denture-base materials
 J. Prosth. Dent. 12, 67 (1962)
3. APPENZELLER, M. Materialprüfungen an neuen
 Zahnprothesen-Kunststoffen
 Schweiz. Mschr. Zahnheilk.
 Bd. 56, 549 (1946)
4. BAWENDI, B. Der Einfluß unterschiedlicher
 Herstellungsverfahren auf die
 Lageänderung der Ersatzzähne
 und die Formänderung der
 Prothesenbasis
 dental-labor 21, 921 (1973)
5. BAWENDI, B. Die Formgenauigkeit von totalen
 Kunststoffprothesen im Gieß-
 verfahren
 Zahnärztl. Welt 82, 388 (1973)
6. BAWENDI, B. Die Lageänderung der Kauflächen
 in Abhängigkeit von der Herstellung
 der Prothesenbasis
 Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 798 (1973)
7. BAWENDI, B. Das Formverhalten von im Spritz-
 verfahren hergestellten totalen
 Kunststoffprothesen
 Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 94 (1975)

8. BUDZINSKI, P.-M. Die Paßgenauigkeit von Prothesen-
basen aus Kunststoff nach üblichen
und nach dem Hedent-Verfahren her-
gestellt
Med. Diss. Marburg 1970
9. CAESAR, H.-H. Prothesen aus Wärmepolymerisaten
oder gegossenen Polymerisaten?
dental-labor 20, 3, 27 (1972)
10. CAMPBELL, R.C. Statistische Methoden für
Biologie und Medizin
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1971
11. EHRLICH, R. Untersuchungen über Paßgenauigkeit,
Formtreue und Wasseraufnahme von
Gießkunststoffen, sowie die Spalt-
bildung zwischen Metall und Kunst-
stoff
Med. Diss. Mainz 1973
12. EICHNER, K. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe
und ihrer Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt,
Berlin 1960
13. FAIRCHILD, J. M. Centrifugal casting process for
resin-base dentures
KELLY, E. K.
J. prosth. Dent. 21, 607 (1969)
14. GOODKIND, R. J. Dimensional accuracy of pour
acrylic resin and conventional
processing of cold-curing acrylic
resin bases
J. prosth. Dent. 24, 662 (1970)

15. GOTTFRIEDSEN, J.-P. Die Gießharztechnik
dental-labor 19, 2, 19 (1971)
16. HOFFMANN, R. Praktische Erfahrungen beim
Dentalspritzguß
Quintess. zahnärztl. Lit.
3, 85 (1973)
17. HOUWINK, R. Grundriß für Kunststofftechnologie
Akadem. Verlagsgesellschaft
Becker und Erler, Leipzig 1964
18. JANKE, G. Die Abhängigkeit der Prothesen-
eigenschaften von der Laborver-
arbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1437 (1955)
19. JANKE, G. Das Gewichts-, Volumen-, und
Dichteverhalten unvernetzter
Kunststoffe bei Austrocknung
und Wasseraufnahme in Abhängig-
keit von der Verarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1464 (1957)
20. JANKE, G. Das Spritzverfahren zur Herstellung
von Kunststoffprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1057 (1962)
21. JANKE, G. in EICHNER, K., Leitfaden zahn-
ärztlicher Werkstoffe und ihrer
Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt
Berlin 1960, S. 83
22. MARX, H. Zur Polymerisationsproblematik
dentaler Methacrylate
Zahnärztl. Welt 61, 747 (1960)

23. MARX, H. über den Einfluß unterschiedlicher technologischer Bedingungen bei der Herstellung von Kunststoffprothesen
dental-labor 11, 43 (1963)
24. MARX, H. Technische Probleme bei der Vollprothesenherstellung und ihre klinische Bedeutung
Zahnärztl. Rdsch. 72, 991 (1963)
25. MARX, H. Neuere Untersuchungen über Formveränderungen von Vollprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 89 (1975)
26. MARXKORS, R.
THOMAS, K. Erfahrungen mit dem Prothesenkunststoff Luxene 44
Dtsch. Zahnärztebl. 18, 623 (1963)
27. MAYER, D. Volumenschaund und Paßgenauigkeit bei Kunststoffprothesen
Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 22, 228 (1955)
28. MIERSCH, E. Messungen von Deformationen bei zahnärztlichen Prothesen aus Paladon nach Herstellung durch verschiedene Polymerisationsmethoden
Med. Diss. Berlin 1953
29. MENTZ, R. ~D ie Auswirkung der Überdruckpolymerisation auf die Paßgenauigkeit prothesenähnlicher Kunststoffkörper
Med. Diss. Berlin 1973

30. PFAENDLER, R. Ausgleich der Kontraktion bei
der Polymerisation durch Wasser-
aufnahme beim Gebrauch von Kunst-
stoffprothesen
Zahntechnik 3, 269 (1950)
31. BETTERATH, W. Ausmaß des dorsalen Randspalts
bei Oberkiefer-Prothesen in Ab-
hängigkeit vom Herstellungsver-
fahren bei verschiedenen Kunst-
stoffen
Med. Diss. Mainz 1974
32. BINK, G. Die schnellhärtenden Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 7, 763 (1952)
33. BITZE, H. Quellung der Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 1245 (1965)
34. FA. SCHEU-DENTAL Die rationelle Herstellung von
Acrylat-Prothesen im Gießverfahren
(Sonderdruck)
35. SCHRÖDER, A. Die Eignung der Methacrylate als
Prothesenstoffe im Lichte neuer
Untersuchungen
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.
Bd. 63, 961 (1953)
36. SCHWICKURATH, H. Zur Frage der Formveränderung
Zahnärztl. Welt 67, 287 (1966)
37. SCHWICKURATH, H. Festigkeits-, Elastizitäts- und
Formänderungseigenschaften von
Kunststoffen im Gießverfahren
Zahnärztl. Welt 81, 531 (1970)

38. SCHWICKERATH, H. Kunststoffe im Gießverfahren
dental-labor 20, 50 (1972)
39. SCHMITT, A. in EICHNER, K., Leitfaden zahn-
ärztlicher Werkstoffe und ihrer
Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt,
Berlin 1960, S. 101
40. SIMON, K. Praktische Erfahrungen in der
Fließharztechnik mit Palanpress
dental-labor 20, 7, 31 (1972)
41. SINGER, F. Zahnaufstellung in der Total-
prothetik
dental-labor 21, 31 (1973)
42. SPRANGER, H. Zielsetzung und Methodik des
HAUBENSAK, G. selektiven Einschleifens
totaler Prothesen
dental-labor 21, 817 (1973)
43. SWEENEY, W. T. nach JANKE, G., Das Spritzver-
PAFFENBARGER, G. E. fahren zur Herstellung von
Kunststoffprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1057 (1962)
44. TORNER, E. V. Vergleichende Untersuchungen über
Paßgenauigkeit, Formtreue und
Wasseraufnahme einiger Prothesen-
kunststoffe, sowie die Spalt-
bildung zwischen Metall und
Kunststoff
Med. Diss. Mainz 1971

45. UHLIG, H. Schwindlenkung bei Kunststoff-
polymerisation
Zahnärztl. Prax. 4, 4, 9 (1953)
46. UHLIG, H. nach JANKE, G., Das Spritzver-
fahren zur Herstellung von
Kunststoffprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1957 (1962)
47. WÄCHTER, K.-J. Experimentelle Untersuchungen über
Dubliermassen unter den Bedingungen
des Prothesengießverfahrens
Med. Diss. Mainz 1973
48. WINKLER, S. Der heutige Stand der Fließacrylate
dental-labor 21, 833 (1973)
49. WINKLER, S. Processing changes in complete
ORTMANN, H. R. dentures constructed from pour resin
MORRIS, H. F. J. Amer. dent. Ass. 24, 349 (1971)
PLEZIA, R. A.
50. WOELFEL, J. B. Dimensional changes occuring in
PAFFENBARGER, G. E. dentures during processing
SWEENEY, W. T. J. Amer. dent. Ass. 61, 413 (1960)
51. WOELFEL, J. B. Changes in dentures during
PAFFENBARGER, G. E. storage in water and in service
SWEENEY, W. T. J. Amer. dent. Ass. 62, 643 (1961)
52. WOELFEL, J. B. Dimensionelle Veränderungen bei
PAFFENBARGER, G. E. Prothesen
Quintess. zahnärztl. Lit.
12, 61 (1960)

53. WOODFORDE, J.

Die merkwürdige Geschichte der
falschen Zähne

Moos Verlag, München 1968

Für die Überlassung des Themas und die fachliche Unterstützung möchte ich Herrn Prof. Dr. H. Marx danken.

Mein Dank für die Übernahme des Korreferates gilt Herrn Prof. Dr. K. Fuhr, sowie Herrn Prof. Dr. Voltin für die Unterstützung auf dem statistischen Gebiet dieser Arbeit.

Ferner möchte ich mich bedanken für die Herstellung der Luxene 44-Prothesen beim Dental-Labor Kimmel/Mainz und für die Herstellung der PVS-H-Prothesen bei der Fa. Polyapress/Womrath.

Lebenslauf
=====

Tilmann Eberle, Zahnarzt.

Geboren am 12. 4. 1945 in Stuttgart als Sohn
des Zahnarztes Dr. Willi Eberle und seiner
Ehefrau Elisabeth, geb. Rau.

Seit 1946 wohnhaft in Freiburg i. B., dort
Besuch von Grundschule und humanistischem
Gymnasium, Abitur am 22. 2. 1965.

Nach Ableistung des Wehrdienstes Studium
der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz.

Approbation am 23. 3. 1973. Seither tätig
als Assistent in freier Praxis.



